

Aus der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. A. Teymoortash
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Analyse des Einflusses der Dosisreduktion auf die Bildqualität
in der Darstellung der Nase und Nasennebenhöhlen
in der täglichen Routine**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von:

Julia Leicht

aus Detmold (Lippe)

- Marburg, 2017 -

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:
29.03.2017

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Herr Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Herr PD Dr. med. Christian Güldner

Korreferent: Herr Prof. Dr. Dr. Draenert

Inhaltsverzeichnis

Glossar	IX
1 Einleitung	1
1.1 Von Röntgen bis DVT	1
1.1.1 Die Notwendigkeit bildgebender Diagnoseverfahren	1
1.1.2 Weiterentwicklung der Röntgentechnologie und Alternativen	3
1.1.3 Ultraschalldiagnostik	4
1.1.4 Computertomographie	4
1.1.5 Magnet-Resonanz-Tomographie	5
1.2 Digitale Volumentomographie (DVT)	7
1.2.1 Allgemeines	7
1.2.2 DVT - Stand der Forschung	7
1.3 Vorlaufende Studie unserer Arbeitsgruppe	10
1.4 Formulierung des Problems	12
2 Fragestellung	13
3 Material und Methoden	14
3.1 Technische Erläuterungen der DVT	14
3.1.1 Allgemeines	14
3.1.1 Die Bildentstehung	15
3.1.2 Softwareprogramm	15
3.1.3 Gerätetyp: 3DAccu-I-Tomo, Modell MCT-1	16
3.2 Vorbereitung der Untersuchung	17
3.3 Untersuchungszeitraum und Beschreibung der Patientengruppen	18
3.4 Methoden	20
3.4.1 Beschreibung der Methoden	20
3.4.2 Untersuchungs- und Bewertungskriterien der Bildqualität	21
3.4.3 Laterale Begrenzung der rechten und linken Kieferhöhle	23

3.4.4	Processus uncinatus.....	25
3.4.5	Os turbinale	26
3.4.6	Nervus infraorbitalis.....	28
3.4.7	Lamina papyracea	30
3.4.8	Osteomeataler Übergang.....	32
3.4.9	Arteria ethmoidalis anterior	33
3.4.10	Lamina papyracea in der Schnittebene der A. ethmoidalis anterior	35
3.4.11	Lamina lateralis der Fossa olfactoria	37
3.4.12	Lamina cribrosa.....	39
3.4.13	Arteria ethmoidalis posterior.....	41
3.4.14	Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus.....	43
3.4.15	Canalis nervus vidianus.....	44
3.4.16	Foramen rotundum	45
3.4.17	Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea.....	47
3.4.18	Tränennasengang.....	50
3.4.19	Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand	51
3.4.20	Nasenseptum	52
3.4.21	Pathologien der Stirnhöhle	53
3.4.22	Pathologien der Kieferhöhle.....	54
3.4.23	Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores	55
3.4.24	Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores	56
3.4.25	Pathologien des Sinus sphenoidalis.....	57
3.5	Vorgehensweise zur Ergebnisauswertung	59
3.5.1	Statistische Auswertung anhand der 17 anatomischen Parameter	59
3.5.2	Berechnung des Mittelwertes für die <u>einzelnen</u> Bilddatensätze.....	60
3.5.3	Berechnung des <u>allgemeinen</u> Mittelwertes für Gruppe 1 und 2.....	60
3.5.4	Selektiver Mittelwert.....	61
3.5.5	Statistische Auswertung unter Berücksichtigung von Pathologien.....	61

3.5.6	Korrelationen.....	62
3.5.7	Bonferroni-Korrektur – Anpassung des Signifikanzniveaus	62
4	Ergebnisse.....	64
4.1	Mittelwerte nach Alter und Geschlecht der Probandengruppen	64
4.2	Messergebnisse der Röhrenparameter -	65
4.2.1	für die Patienten der Gruppe 1 und 2 - allgemein	65
4.2.2	für die männlichen Patienten der Gruppe 1 und 2.....	66
4.2.3	für die weiblichen Patienten der Gruppe 1 und 2.....	67
4.3	Häufigkeitsverteilungen.....	68
4.3.1	Laterale Begrenzung der rechten Kieferhöhle	68
4.3.2	Laterale Begrenzung der linken Kieferhöhle	69
4.3.3	Processus uncinatus rechts	70
4.3.4	Processus uncinatus links	71
4.3.5	Os turbinale rechts.....	73
4.3.6	Os turbinale links	74
4.3.7	Knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis rechts	75
4.3.8	Knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis links.....	75
4.3.9	Arteria ethmoidalis anterior rechts	77
4.3.10	Arteria ethmoidalis anterior links.....	78
4.3.11	Lamina papyracea rechts, Schnittebene des Proc. uncinatus	79
4.3.12	Lamina papyracea rechts, Schnittebene der A. ethmoidalis anterior	79
4.3.13	Lamina papyracea links, Schnittebene des Proc. uncinatus	80
4.3.14	Lamina papyracea links, Schnittebene der A. ethmoidalis anterior	82
4.3.15	Lamina lateralis der Fossa olfactoria rechts	83
4.3.16	Lamina lateralis der Fossa olfactoria links.....	84
4.3.17	Lamina cribrosa rechts	84
4.3.18	Lamina cribrosa links	85
4.3.19	Arteria ethmoidalis posterior rechts	86

4.3.20	Arteria ethmoidalis posterior links	87
4.3.21	Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus rechts	88
4.3.22	Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus links	90
4.3.23	Canalis nervus vidianus rechts	91
4.3.24	Canalis nervus vidianus links	91
4.3.25	Foramen rotundum rechts	93
4.3.26	Foramen rotundum links	93
4.3.27	Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea rechts	95
4.3.28	Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea links	96
4.3.29	Tränennasengang rechts	97
4.3.30	Tränennasengang links	98
4.3.31	Nasenseptum	99
4.3.32	Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand rechts	99
4.3.33	Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand links	100
4.4	Pathologien	101
4.4.1	Pathologien des osteomeatalen Überganges rechts	101
4.4.2	Pathologien des osteomeatalen Überganges links	102
4.4.3	Pathologien der Stirnhöhle rechts	103
4.4.4	Pathologien der Stirnhöhle links	103
4.4.5	Pathologien der Kieferhöhle rechts	104
4.4.6	Pathologien der Kieferhöhle links	105
4.4.7	Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores rechts	105
4.4.8	Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores links	106
4.4.9	Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores rechts	107
4.4.10	Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores links	107
4.4.11	Pathologien des Sinus sphenoidalis rechts	108
4.4.12	Pathologien des Sinus sphenoidalis links	108
4.4.13	Lund Mackay Score gesamt - Gruppe 1 im Vergleich zu Gruppe 2	109

4.5	Signifikanzwerte der anatomischen Parameter	110
4.6	Mittelwerte gesamt der Gruppe 1 im Vergleich zu Gruppe 2	110
4.7	Selektierter Mittelwert gesamt der Gruppe 1 im Vergleich zu Gruppe 2	111
4.8	Lund-Mackay-Score Korrelation zum Mittelwert gesamt	113
4.9	Lund-Mackay-Score Korrelation zum selektierten Mittelwert gesamt	114
4.10	Geschlechtsgetrennter Vergleich der Gruppe 1 und 2	115
4.10.1	Vergleich der männlichen Patienten	117
4.10.2	Vergleich der weiblichen Patienten	118
5	Diskussion	120
5.1	Diskussion von Material und Methoden	120
5.1.1	Gegenstand der Untersuchung	120
5.1.2	Diskussionsgrundlage	121
5.1.3	DVT als Diagnoseverfahren	121
5.1.4	Entwicklung des DVT-Standards	122
5.1.5	Hilfreiche Analogien zwischen DVT und CT	123
5.1.6	Wahl des 3DAccu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17	125
5.1.7	Eingrenzung des Untersuchungsbereichs	128
5.1.8	Auswahl der anatomischen Parameter	129
5.2	Auswertung der Ergebnisse	130
5.2.1	Patientengruppen und Bewertungsprozess	131
5.2.2	Bewertung der Schnittbildqualität - Notenverteilung	132
5.3	Diskussion der Ergebnisse	133
5.3.1	Ursache und Wirkung	133
5.3.2	Selektierte anatomische Strukturen	136
5.3.3	Signifikante Unterschiede	137
5.3.4	Geschlechtergetrennte Vergleiche	138
5.3.5	Einflüsse von Pathologien	138
5.4	Bestätigung der Dosisreduktion als Schlussfolgerung	138

5.5 Ausblick	139
6 Zusammenfassung	140
Summary	143
Literaturverzeichnis	X
Abbildungsverzeichnis	XIV
Tabellenverzeichnis	XVII

Glossar

A	Ampere
A.	Arteria
ant.	anterior
ALARA	As Low As Reasonable Achievable
CBCT	Cone Beam Computer Tomographie
CRS	chronische Rhinosinosis
CT	Computertomographie / Computertomograph
CTDI	Computer Tomography Dose Index
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DVT	Digitale Volumen Tomographie
EAN	European ALARA Network
et al.	lat.: und andere
FPD	Flat Panel Detector
FOV	Field Of View
HNO	Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde
ICRP	International Commission on Radiological Protection
inf.	inferior
int.	Interna
kV	Kilovolt
lat.	lateral
mean	engl.: Mittelwert
med.	medial
mGy	Milligray
min.	minimal
max.	maximal
MRT	Magnetresonanztomographie / -tomograph
MSCT	Multislice-CT / Mehrschicht-Spiral-CT
mSv	Millisievert
N.	Nervus
NNH	Nasennebenhöhlen
o.a.	oben angegeben
o.g.	oben genannt
OP	Operation
o.p.B.	ohne pathologischen Befund
post.	posterior
Proc.	Processus
ROI	Region Of Interest
V	Volt
Voxel	Volumetric Pixel

** Aus Gründen der flüssigeren Lesbarkeit wird im Folgenden bei personenbezogenen Bezeichnungen nur die männliche Form verwendet. Jedoch ist hiermit gleichermaßen das weibliche Geschlecht gemeint.*

1 Einleitung

1.1 Von Röntgen bis DVT

1.1.1 Die Notwendigkeit bildgebender Diagnoseverfahren

„Ach, wenn es doch ein Mittel gäbe, den Menschen durchsichtig zu machen wie eine Qualle!“ (Kütterer 2005)

So lautet ein Zitat aus dem medizinisch-diagnostischen Text „Elektra“, welches 1892 von Ludwig Hopf, einem deutschen Dichter, veröffentlicht wurde. Der in dem Text ausgedrückte Wunsch beschreibt deutlich, wie hilfreich eine solche Möglichkeit zur Gewinnung neuer Erkenntnisse über das Innere des menschlichen Körpers gewesen wäre; wurde doch im Verlauf vergangener Jahrhunderte religiösen, ethischen oder hygienischen Vorschriften Rechnung getragen und chirurgischen Eingriffen im medizinischen Sinne immer wieder starke Grenzen gesetzt (Kütterer 2005).

Bereits aus der Antike ist bekannt, dass in vielen Hochkulturen zeitbestimmende Weltanschauungen vorherrschten, die das Öffnen des menschlichen Körpers streng untersagten. Bei einigen dieser Völker wurde sogar der Körper des Menschen als heilig angesehen, dem eine erhabene Stellung und Schutz zuteil werden musste. Dies galt besonders dann, wenn ein Mensch verstorben war. Selbst die Völker des alten Ägyptens waren auf dem Gebiet der Anatomie des Menschen erstaunlich unerfahren. Die Ehrfurcht vor dem Verstorbenen gebot es – außer den gewöhnlichen Vorgängen durch das Einbalsamieren – nicht weiter in den Körper einzugreifen. Etwaige Strukturen der Anatomie wurden dabei jedoch keines Falls systematisch erfasst. Durch die im hohen Maße geltenden ethischen Vorschriften stand somit das schnelle Begraben der Toten im Vordergrund. Nur vereinzelt gab es die Möglichkeit, den menschlichen Körper zum Gewinnen neuer Erkenntnisse zu öffnen. In der Regel wurden hierfür jedoch tierische Kadaver verwendet. Vereinzelt trugen auch Knochenfunde dazu bei, mehr über den anatomischen Aufbau des Menschen zu erfahren (Eckard 2008, Becker 2002).

Aus den Jahren von 300 v.Chr. bis 600 n. Chr. ist überliefert, dass Gelehrte der alexandrischen Schule damit begannen, alles von der Natur Kommende genau zu untersuchen und zu verstehen. Auch frühe Wissenschaftler aus der Zeit der Renaissance im 15. und 16. Jhd. hatten den Wunsch, im Interesse der Wissenschaft neue Erkenntnisse der Naturwissenschaft und Medizin zu beschreiben (Becker 2002, Eckard 2008).

Jedoch wurde durch das Konzil von Tours im Jahre 1163 das Öffnen eines menschlichen Körpers öffentlich untersagt. Hintergrund dieses Verbotes war vornehmlich die Gefährdung des Lebens durch den chirurgischen Eingriff. Auch der alte und häufig zitierte Satz: „Ecclesia abhorret a sanguine“ (die Kirche verabscheut Blut) machte es schwer, mehr über das Innere des menschlichen Körpers zu erfahren (Synode zu Lerida 524/46 n. Chr.) (Eckard 2008).

Als sich gegen Ende des 19. Jhds. die Erkenntnis in der Medizin durchsetzte, dass Funktionsstörungen des Organismus mit anatomischen Korrelaten vonstattengehen, verfasste der Dichter Ludwig Hopf den eingangs zitierten Satz. Die oben genannten Beispiele zeigen, wie überaus groß der Wunsch war, in den Menschen hineinschauen zu können, ohne ihn blutig öffnen zu müssen (Grigat 2002, Kütterer 2005).

Bereits drei Jahre nachdem der Dichter dieses Märchen niederschrieb, wurde der Wunsch Realität. Der Physiker Wilhelm Conrad Röntgen entdeckte im Jahre 1895 bei seinen Forschungen zu elektrischen Ladungen in verdünnten Gasen eine neue Art von Strahlen, die durchsichtig und durchdringungsfähiger waren als alles bis dato Bekannte. Die daraus entwickelte neue Technologie basiert auf der Anwendung von elektromagnetischen Wellen, die in der Folge nach ihrem Erfinder Conrad Röntgen als „Röntgenstrahlung“ bezeichnet wurde (Eckard 2008, Becker 2002). Die oben genannten elektromagnetischen Wellen werden in einer vakuumhaltigen Glasröhre erzeugt. In der Röhre befindet sich auf einer Seite eine Glühkathode und ihr gegenüber ist eine Anode angeordnet. Durch Anlegen von Hochspannung zwischen Kathode und Anode treten Elektronen aus der Glühkathode aus und prallen auf die Anode. Durch diesen Vorgang entsteht die Röntgenstrahlung (Eckard 2008, Becker 2002). Im Falle einer Röntgenaufnahme wird diese Strahlung auf einen Röntgenfilm projiziert. Zwischen Röntgenröhre und Röntgenfilm wird nun der zu untersuchende Gegenstand positioniert. Im Belichtungsmoment ergeben sich in Abhängigkeit der Dichte des Gegenstandes unterschiedliche Strahlenabsorptionen, die entsprechende Kontraste auf dem Röntgenfilm erzeugen (Glasser 1992).

Wird z.B. der Körper eines Patienten geröntgt, ergeben Teile mit einer hohen Dichte wie Knochen etc. einen weißen Schatten auf dem Röntgenbild. Teile mit niedriger Dichte wie Muskeln, Fett oder Haut absorbieren weniger Strahlung und erzeugen daher einen eher schwarzen Schatten. Bei einer modernen Röntgenaufnahme wird die nicht absorbierte Röntgenstrahlung mit Hilfe einer Bildverstärker-Fernsehkette auf einem

Monitor dargestellt. So können auf einfache Weise funktionelle Abläufe in dem zu untersuchenden Gegenstand zeitgleich auf dem Monitor angezeigt werden (Grigat 2002).

Die erste zweidimensionale „Röntgen-Aufnahme“ fertigte Conrad Röntgen von der Hand seiner Frau im Jahre 1895 an. Es gelang dadurch zum ersten Mal in der Geschichte, mittels Anwendung von Röntgenstrahlen krankhafte Veränderungen des menschlichen Körpers sichtbar zu machen, ohne einen chirurgischen Eingriff am lebenden Menschen vorzunehmen (Eckard 2008). Die frühesten bildgebenden Forschungen beschränkten sich zunächst nur auf die Extremitäten von menschlichen und z.T. tierischen Probanden. Durch die schnell fortschreitende wissenschaftliche Entwicklung in der Röntgentechnologie konnten jedoch schon in der Mitte des Jahres 1896 erste Aufnahmen von Thorax, Hals und Abdomen gemacht werden (Eckard 2008).

Etwa zur gleichen Zeit, in der Conrad Röntgen die ersten Untersuchungen mit Röntgenstrahlung machte, wuchsen auch Bedenken über die gefahrlose Anwendung dieser neuen Technologie. Bereits im Jahre 1897 verfasste der deutsche Orthopäde und Röntgenologe Hermann Gocht einen Text über die therapeutische Verwendung von Röntgenstrahlen, in dem auch über gefährliche Begleiterscheinungen aufgrund von langen, meist weit über eine Stunde dauernden Belichtungszeiten berichtet wurde. Häufig traten schon nach einer Belichtungszeit von ca. 45 min. Hautrötungen, häufig auch lokaler Haarausfall und sogar Dermatitis auf. Ein direkter Zusammenhang zwischen lang anhaltender und zu hoher Strahlenbelastung war damit offensichtlich (Gocht 1897). Für die Entdeckung der Röntgenstrahlung und weitere bahnbrechende Erfindungen erhielt Conrad Röntgen im Jahre 1901 den Nobelpreis für Physik. Ein von H. Rollins im Jahre 1904 veröffentlichtes Buch über Strahlenschutz und Strahlenfolgen fand jedoch zur damaligen Zeit kaum Beachtung (Kütterer 2005, Eckard 2008).

1.1.2 Weiterentwicklung der Röntgentechnologie und Alternativen

Die Abbildung von Eingeweiden, v.a. des Gastrointestinaltraktes, gelang erstmals Mitte des 19. Jahrhunderts durch die Verwendung eines bariumhaltigen, wasserunlöslichen Kontrastmittels, welches dem Patienten vor der Untersuchung verabreicht wurde. Auch waren schon in den 1920er Jahren Gefäßdarstellungen mittels Zugabe von wasserlöslichem und jodhaltigem Kontrastmittel möglich. Weitere Fortschritte wurden in der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts auf dem Gebiet der Nuklearmedizin gemacht.

Es konnten Organe, in denen die „Verstoffwechselung“ eines Radiopharmakons erfolgte, dargestellt werden. Man war jedoch zu dieser Zeit noch nicht im Stande, Abbildungen von einer Vielzahl von Organen in solch einer Qualität darzustellen, dass sie abschließend ausreichend beurteilt werden konnten (Grigat 2002).

1.1.3 Ultraschalldiagnostik

In der Mitte der 1970er Jahre kam die Ultraschalldiagnostik als weitere bildgebende Diagnosemethode zum Einsatz. Dies ist ein nicht-invasives Verfahren, bei dem der Patient mittels Ultraschallwellen „durchleuchtet“ wird. Die ausgesandten Wellen werden von den Grenzflächen zwischen einzelnen Gewebe-Strukturen reflektiert. Die Auswertung der reflektierten Ultraschallwellen liefert die notwendigen Daten zur Bildgebung. Dadurch ist der Patient keiner Strahlungsbelastung ausgesetzt. Der Ultraschalldiagnostik sind allerdings durch verschiedene ungünstige Einflüsse wie z.B. die starke Schallbrechung oder das hohe Maß an Schallreflektion Grenzen gesetzt. Durch die o.g. nachteiligen Faktoren ist mit dieser Methode eine tiefe Bildgebung daher nicht möglich (Grigat 2002).

1.1.4 Computertomographie

Dieses Problem wurde gelöst, als Godfrey Hounsfield im Jahre 1969 den Computertomographen (CT) entwickelte (Grigat 2002). Bei seinem ersten Prototyp handelte es sich um einen Schädelscanner, welcher bereits 1972 kommerziell vermarktet wurde. Im Jahre 1974, also nur zwei Jahre später, führte die Weiterentwicklung des Schädelscanners an der Universität von Minnesota zu der Entstehung des Ganzkörper-Computertomographen. Neu bei dieser Technik war, dass sich zwar der Körper des Patienten wie bei der Methode von Conrad Röntgen fest an einer Stelle befand, sich aber die Röntgenröhre und die ihr gegenüber liegenden Strahlen-Detektoren kreisförmig um den Patienten bewegten. Dies hatte zur Folge, dass der Patient nicht nur aus einer Richtung durchleuchtet werden konnte, sondern aus allen Richtungen in einem rotierenden Winkel von 360°. Der Röntgenvorgang erfolgt hierbei durch schichtweises Abtasten des sich auf der Liege befindenden Patienten. Mit Hilfe der Detektoren kann die Strahlungsintensität sehr empfindlich gemessen werden. Mittels Computer werden die Messergebnisse erfasst, umgerechnet und auf einem Monitor bildlich dargestellt (Grigat 2002).

Die mathematischen Grundlagen zur Errechnung von Querschnittsbildern aus Transmissionsmessungen entwickelte der Mathematiker J.H. Radon bereits schon im Jahre 1917 (Grigat 2002). Dadurch ist es nun möglich, den menschlichen Körper in Querschnittsbildern darzustellen. Auch Weichteilgewebe mit geringen Kontrastunterschieden können dargestellt werden. Jedoch ist die Aussagefähigkeit der Bilder umso höher, je größer die Röntgendichteunterschiede der jeweiligen Gewebsstrukturen sind (Grigat 2002). Als Weiterentwicklung wurde im Jahre 1989 der erste Spiral-Computertomograph eingeführt. Die Neuerung dieses Gerätes besteht darin, dass die Untersuchungsfläche kontinuierlich in die rotierende Röntgenröhre hinein bewegt wird (Mihaljevic et al. 2009). Neun Jahre später konnte durch die Einführung eines Zwei-Zeilen-Multidetektor-CT die räumliche Auflösung der Bilder erheblich gesteigert werden. Dies wurde durch die Verwendung von zwei parallel laufenden Spiralen möglich. Seitdem wird die Qualität der Bilder ständig verbessert sowie der Scan-Vorgang durch den Einsatz von Mehrzeilergeräten erheblich optimiert. Diese Technik machte es nun auch möglich, Objekte, die sich bewegen wie z.B. Lunge oder Herz, innerhalb einer einzigen Röntgenröhrendrehung aufzunehmen (Mihaljevic et al. 2009).



Abb. 1: Der Computertomograph
(Quelle: UKGM-Giessen, *Der Computertomograph*, Rhön-Klinikum AG,
http://www.ukgm.de/ugm_2/deu/ugi_nrd/4795.html, 2015.)

1.1.5 Magnet-Resonanz-Tomographie

Etwa zur gleichen Zeit, in der Hounsfield den Computertomographen entwickelte, fand auch die Technik der Magnetresonanztomographie (MRT) erstmals Anwendung in der Medizin. Die wissenschaftliche Grundlage bildete die physikalische Erkenntnis der „kernmagnetischen Resonanz“ und konnte bereits 1944 durch die Physiker Felix Bloch und Edward Will Purcell nachgewiesen werden (Mihaljevic et al. 2009, Grigat 2002).

Im Jahre 1973 entwickelten Sir Peter Mansfield und Paul Lauterbur die Technik der MRT weiter, sodass sie als bildgebendes Diagnoseverfahren in der Medizin anwendbar wurde. Der Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, dass es keiner ionisierenden Strahlung Bedarf und daher, im Gegensatz zur Röntgendiagnostik, auch keine Strahlenbelastung für den Körper des Patienten entsteht (Mihaljevic et al. 2009).

Das Prinzip der Magnetresonanztomographie (MRT) geht aus dem Eigendrehimpuls (Spin) des Atom-Kerns von Wasserstoffatomen hervor. Sie wird daher auch häufig als Kernspintomographie bezeichnet. Das Prinzip der Magnet-Resonanz wird hierbei wirksam genutzt, da der menschliche Körper hauptsächlich aus Verbindungen von Wasserstoff- und Sauerstoffmolekülen besteht (Ruben 2011). Während der Untersuchung wird der Körper des Patienten von einem starken Magnetfeld umgeben. In diesem Magnetfeld werden nun die Wasserstoffprotonen mit Hochfrequenz (Radiowellen) angeregt und die Protonen richten sich an den Feldlinien des angelegten Magnetfeldes aus. Durch die Transversalmagnetisierung entsteht nun ein Magnet-Resonanz-Signal. Die Kerne der Wasserstoffmoleküle drehen dabei kegelförmig um die (Feld)-Linien des magnetischen Feldes. An der Empfängerspule kann das erzeugte Magnet-Resonanz-Signal gemessen werden. Wird nun das hochfrequente Signal abgeschaltet, geben die Wasserstoffprotonen die aufgenommene Energie ab und fallen in ihre ursprüngliche Position zurück. Dabei werden von den Wasserstoffatomen schwache Hochfrequenzsignale erzeugt. Da die Signale von der Umgebung der Protonen und ihrer Dichte abhängig sind, können über mathematische Transformationen Bildinformationen errechnet werden (Ruben 2011, Mihaljevic et al. 2009). Bei der Entstehung eines Schnitt- oder Schichtbildes erfolgt eine Zuordnung von ankommenden, messbaren Signalen zu den zugehörigen Punkten in einem räumlichen Messvolumen. Zur Ortskodierung bedient man sich der Mechanismen von Magnetfeldgradienten. Zur Bildentstehung werden mit Hilfe der Fourier-Transformation die Ursprungsorte der jeweiligen Signale ermittelt und die zugehörigen Signalstärken gemessen. Durch die Auswertung dieser Werte kann durch eine Grauwertkodierung ein Bild erzeugt werden (Ruben 2011, Mihaljevic et al. 2009).

In Bezug auf die Bildqualität sind die Ergebnisse der MRT infolge der hohen Kontrastauflösung im Vergleich zu den Ergebnissen einer CT um einiges aussagekräftiger. Die MRT eignet sich daher besonders zur Darstellung von Weichteilgeweben wie Bandscheiben, Gefäßsystemen und Nervensystemen. Jedoch ist

in Folge der physikalischen Gegebenheiten der Untersuchungsaufwand bei einer MRT ungleich höher als bei der Computertomographie, worauf in dieser Arbeit allerdings nicht weiter eingegangen werden soll. (Mihaljevic et al. 2009)

1.2 Digitale Volumentomographie (DVT)

1.2.1 Allgemeines

Der Begriff DVT steht für Digitale Volumen Tomographie (engl. CBCT: Cone Beam Comuter Tomographie), wird aber in der Zahnmedizien auch als Dentale Volumen Tomographie bezeichnet. Der erste Volumentomograph wurde im Jahre 1998 von Mozzo et. al entwickelt und beschrieben (Mozzo et al. 1998). Kern der Entwicklung ist hauptsächlich die Verwendung von Kegelstrahlprojektionen anstelle fächerförmiger Strahlung, wie bei der CT-Technik. Aus bestimmten zylindrischen Volumen können mit Hilfe der gemessenen Werte Bilder aus jeder beliebigen Ebene rekonstruiert und kleinste Strukturen dargestellt werden (Pasler 2008). Die DVT erfasst im Gegensatz zur CT die zu untersuchende Region in nur einem Umlauf (Schwenzer and Ehrenfeld 2010).

Im Jahr 1996 entwickelte die Firma QR Italia (Verona) ihren ersten Volumentomographen unter dem Produktnamen Newtom DVT 9000®. Die Anwendung lag vor allem im Bereich der Implantologie. Nicht lange danach präsentierte die japanische Firma J. Morita, MFG-Corp. (Kyoto) den ersten in der Praxis zu empfehlenden 3D-Volumentomograph mit Namen 3D-Innerscope. Dieser wurde später weiterentwickelt bis zum aktuellen Typ „3D-Accumiot®“. Der 3D-Innerscope® lieferte allerdings noch keine Panoramaschichtaufnahmen, jedoch verwendbare 3D-Aufnahmen mit hoher Bildqualität (Pasler 2008). Seitdem kam es stetig zur Weiterentwicklung neuer DVT Geräte.

1.2.2 DVT - Stand der Forschung

Zur Diagnostik in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde war bisher die CT unverzichtbar. In der Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für HNO-Heilkunde wird dieses Verfahren zur Bildgebung im Bereich der Nase und Nasennebenhöhlen aktuell als Goldstandard angesehen. Es ist durchzuführen bei chronischer Rhinosinusitis oder der Vorbereitung eines operativen Eingriffes im Bereich der Nasennebenhöhlen (im Folgenden mit NNH abgekürzt) (Cohnen 2010). Im Gegensatz zur akuten Sinusitis, die nach offizieller Definition eine Krankheitsdauer inkl. komplettem Rückgang aller Symptome < 12

Wochen beträgt, ist bei der Erkrankung der chronischen Sinusitis (Krankheitsdauer > 12 Wochen) zusätzlich zur klinischen Diagnose ein bildgebendes Verfahren hinzuzuziehen.

Ultraschalluntersuchungen bringen hier nur eingeschränkte Erkenntnisse. Zudem ist eine Darstellung der Sinus ethmoidalis und Sinus sphenoidalis durch ihre anatomische Lage nicht möglich. Jedoch sind sie z.B. bei Verdacht auf Empyeme im Bereich des Sinus maxillaris oder bei der Untersuchung von schwangeren Frauen andere Verfahren vorzuziehen. Auch die Röntgendiagnostik liefert bei der Diagnose chronischer Rhinosinusitis nur bedingt Informationen, kann aber bei der Diagnosestellung einer akuten Rhinosinusitis durchaus hilfreich sein (Stuck et al. 2011). Aktuell hat die CT die konventionelle Röntgendiagnostik in der Diagnostik der NNH weitgehend ersetzt, da diese eine zu geringe Spezifität und Sensitivität zeigt (Leunig et al. 2008). Die Untersuchungsmethode durch MRT stellt keinen Goldstandard dar, eignet sich aber gut zur Diagnostik von Tumoren und deren Ausdehnung, da mittels MRT eine gute Weichteildifferenzierung möglich ist (Cohnen 2010).

Laut Leitlinie der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde sind Schnittbildverfahren aufgrund ihrer höheren Spezifität und Sensitivität anderen Verfahren vorzuziehen (Stuck et al. 2011). Aus den Volumendatensätzen können Schnittbilder in axialer und coronarer Ebene errechnet werden. Um die Strahlenexposition möglichst gering zu halten, sollte bei der routinemäßig durchgeführten Diagnostik der NNH im Falle einer Sinusitis oder rezidivierenden Sinusitis eine CT in Ultraniedrigdosis durchgeführt werden (Cohnen 2010). Bei therapierefraktärer chronischer Rhinosinusitis ist die endoskopisch / mikroskopisch kontrollierte Chirurgie der Nasennebenhöhlen eine der am meisten durchgeführten Operationen in der HNO-Heilkunde (Leunig et al. 2008). Die exakte Darstellung der Mikroanatomie ist mittels Multislice-CT (MSCT) möglich, sodass Komplikationen während einer OP vermieden werden können (Leunig et al. 2008). Die Multispiraltechnik-CT erlaubt bei geringerer Strahlendosis eine koronare und sagittale Rekonstruktion (Leunig et al. 2008). Axiale und sagittale CT-Schichten liegen allerdings häufig nicht vor, können aber wichtige zusätzliche Informationen liefern (Leunig et al. 2008). Mit der DVT ist es möglich, kleinste anatomische Strukturen präzise und frei von Artefakten darzustellen.

Somit dient die DVT besonders der Bildgebung im Bereich

- der Nasennebenhölen,
- der vorderen Schädelbasis,
- der Laterobasis,
- des Temporalknochens,
- der Gehörknöchelchen
- der einfachen Mittelgesichtsraumtraumatologie

Größe und Volumen knöcherner Läsionen können mittels DVT gut abgebildet werden (Pinsky et al. 2006). Hervorzuheben ist, dass bei der Bildgebung mittels DVT weniger Metallartefakte im Vergleich zur CT entstehen (Holberg et al. 2005, Offergeld et al. 2007). Durch Bildgebung im Bereich der olfaktorischen Region ist die Erstellung eines individuellen Risikoprofils durch Feststellung von verschiedenen anatomischen Varianten wie z.B. unterschiedliche Maße der Fossa olfactoria möglich (Savvateeva et al. 2010, Güldner et al. 2011). Dadurch können Verletzungen der kribiformen Platte und anderen Strukturen im Bereich der Regio olfactoria während eines operativen Eingriffes vermieden und somit Komplikationen wie z.B. Rhinoliquorrhoe, Meningitis, Riechverlust und Hirnabszesse verhindert werden.

Die geometrische Exaktheit der auf DVT basierenden Operationen ist zudem laut Eggers et al. (Eggers et al. 2008) ausreichend. Sie ist auch hilfreich zur exakten Positionskontrolle der Cochlea sowie der Elektroden nach Cochleaimplantation (Kurzweg et al. 2011). Eine Visualisierung in der basalen Cochleawindung ist problemlos möglich. In anderen Bereichen der Cochlea ist eine Visualisierung möglich, aber teilweise nur eingeschränkt beurteilbar (Göldner et al. 2012b, Aschendorff et al. 2011).

Vorteilhaft bei der DVT ist die geringe Schichtdicke von nur 0,125 mm, welche eine gute Raumdarstellung ermöglicht (C. V. Dalchow et al. 2006). Das hohe Auflösungsvermögen wird durch die kegelförmige X-Ray-Strahlung der DVT anstelle der fächerförmigen X-Ray-Strahlung der MSCT und der geringeren Anzahl der Rotationen ermöglicht (Loubele et al. 2009, Prins et al. 2011). Das Auflösungsvermögen ist jedoch vom jeweiligen DVT-Gerät und der zu untersuchenden Region (imaging region), dem FOV (engl.: Field Of View) und den gewählten Expositionsparametern abhängig (Bremke et al. 2009a). Durch die exakte Einstellung

der ROI (engl.: Region Of Interest) kann eine geringere Strahlenbelastung erzielt werden (Palomo et al. 2008). Auch Knorgen et al. bezeichnen die DVT als beachtenswerte und mit der CT gleichzusetzende Option der Bildgebung bei chronischer Rhinosinusitis (Knorgen et al. 2012). Bei einem direkten Vergleich der Strahlendosis eines DVT (hier der Gerätetyp: Newtom QR-DVT 9000®) mit einem Standard-MSCT war bei der DVT-Untersuchung nur ein Drittel der Strahlenexposition notwendig (Coppenrath et al. 2008a).

Ein nicht wissenschaftlich relevanter, aber doch erheblicher Vorteil der DVT - verglichen mit einem High-Resolution-CT - ist der niedrigere Anschaffungspreis im Verhältnis zu dem maximal möglichen Auflösungsvermögen (Bremke et al. 2009a, Loubele et al. 2009, Prins et al. 2011). Zudem zeigen DVT-Aufnahmen wie bereits o.g. weniger Metallartefakte (Holberg et al. 2005, Offergeld et al. 2007), dafür aber ein vermehrtes Vorkommen an Bewegungsartefakten. Bildgebungen von Knochenstrukturen oder Zähnen können demgegenüber mittels CT genauer abgebildet werden (Holberg et al. 2005). In einer Untersuchung von Kyriakou und seinen Mitarbeitern (Kyriakou et al. 2011) konnten bei einem direkten Vergleich zwischen CT (Siemens Dual-Source) und dentalem DVT keine Reduzierung der Strahlendosis festgestellt werden.

Im Verlauf der Entwicklung von unterschiedlichen Röntgen-Technologien ist zu erkennen, dass seit dem Bekanntwerden der gesundheitsschädlichen Strahlenbelastung für den Patienten eine stetige, geräteunabhängige Dosisreduktion angestrebt wird. Dies wird auch durch das, vom Bundesamt für Strahlenschutz festgelegte ALARA-Prinzip gefordert. Das Wort ALARA steht als Akronym für As Low As Reasonable Achievable und sagt aus, dass bei der Bildgebung eine möglichst niedrige Strahlendosis verwendet wird, die jedoch eine, für die Praxis ausreichende Bildqualität sicherstellt.

1.3 Vorlaufende Studie unserer Arbeitsgruppe

In Bezug auf die DVT-Technologie wurde dieser Zusammenhang zwischen Bildqualität und applizierter Strahlendosis in einer Vorarbeit unserer Arbeitsgruppe - anhand von DVT-Untersuchungen an einem Phantomschädel sowie an drei humanen Ganz-Kopf-Präparaten - analysiert. Für die NNH konnte dabei ein Optimierungsbereich von 2,0 - 3,0 mGy applizierter Dosis und für das Felsenbein ein Optimierungsbereich von 3,0 - 4,0 mGy applizierter Dosis zugewiesen werden. Damit soll gezeigt werden, dass verglichen mit der maximal verwendbaren applizierten Dosis des verwendeten DVT-

Gerätes eine Dosisreduktion von bis zu 80 % möglich und klinisch vertretbar ist und somit auch den klinisch-chirurgischen Anforderungen gerecht wird (Bitterwolf et al. 2013). Auf Basis dieser Untersuchungen wurden die Standardeinstellungen der Röhrenparameter für die Aufnahme der NNH bereits relevant verändert. Die Ergebnisse der Daten zeigen einen zwei- bis fünffachen Dosisvorteil bei der Verwendung der DVT im Vergleich zu einem 64-Zeilen-CT (Güldner et al. 2012a).

Bei den Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass durch Änderung des Rotationswinkels von 360° zu 180° eine Dosisreduktion von 50 % möglich ist und dass sogar bei niedriger Strahlenexposition (4 mA, 76 kV, $180^\circ \rightarrow$ CTDT: 1,8 mGy) die Bildqualität suffizient ist, sodass man Standardeinstellungen der DVT mit den Röhrenparametern von

- Stromstärke = 4 mA
- Spannung = 84 kV
- Rotationswinkel = 180°

\rightarrow CTDI = 2,4 mGy

für den klinischen Alltag festlegen konnte (Güldner et al. 2012a). Diese wurden bereits im Jahr 2012 an dem DVT Gerät des Uniklinikums Marburgs geändert und bieten nun Grundlage für die vorliegende Arbeit.

1.4 Formulierung des Problems

Der Stellenwert der Schnittbildgebung vor operativen Eingriffen im Bereich der Nase und Nasennebenhöhlen ist unbestritten. Dass neben der Computertomographie die digitale Volumetomographie entsprechende Bilddatensätze erheben kann, wurde ebenfalls bereits nachgewiesen. Allerdings konnte bisher der Zusammenhang zwischen dem idealen Verhältnis von minimaler Strahlendosis und bestmöglicher Bildqualität im DVT nicht abschließend geklärt werden. Der Grund hierfür liegt darin, dass Serienuntersuchungen mittels Röntgenstrahlung an lebenden Individuen aus ethischen und strahlen-rechtlichen Vorschriften nicht zulässig sind. Daher wurde die Abhängigkeit zwischen Bildqualität und applizierter Strahlendosis im DVT bisher ausschließlich an Schädelpräparaten analysiert.

In der vorliegenden Arbeit soll nun das o.g. Verhältnis zwischen Bildqualität und Strahlendosis in der Praxis an zwei Patientengruppen untersucht werden. Hierbei werden nun die konventionellen Einstellungen der Röhrenparameter (bisheriger Standard) direkt mit den als neu definierten Standardeinstellungen (ermittelt in der vorangegangenen Untersuchung) verglichen und überprüft. Um die Vergleichbarkeit der Patientengruppen zu ermöglichen, sollen neben allgemeinen Parametern wie Altersverteilung, Geschlechtsverteilung etc. auch eventuelle Pathologien der NNH nach dem Lund-Mackay-Score erfasst werden. Zudem kann dadurch ein möglicher Einfluss von Pathologien auf die Bildbeurteilbarkeit objektiviert werden.

2 Fragestellung

Ziel der vorliegenden Dissertation ist die Analyse der Auswirkungen durch die veränderten DVT-Einstellungsparameter in der täglichen Praxis. Zum besseren Verständnis werden die Einstellungen des alten Standards (DVT-Röhrenparameter) als „Gruppe 1“ sowie die Einstellungen des neu definierten Standards (DVT-Röhrenparameter) als „Gruppe 2“ bezeichnet. Eine genaue Beschreibung der Gruppen ist im Unterpunkt „Patientenbeschreibung“ enthalten. Folgende Fragen sollen in Bezug auf die Untersuchungen gestellt werden:

1. Wie kann im Allgemeinen eine Beurteilung der Bildqualität mithilfe der deskriptiven Statistik erfolgen?
2. Wie ist die Bildqualität der ersten bzw. zweiten Gruppe im Einzelnen zu beurteilen?
3. Wie ist die Bildqualität beider Gruppen zueinander zu beurteilen?
4. Gibt es einen Unterschied der Bildqualität beider Gruppen bezogen auf die rechte bzw. linke Gesichtshälfte?
5. Ergibt der Vergleich beider Gruppen Unterschiede in der Bildqualität, bei ausschließlicher Betrachtung der als signifikant gewerteten Ergebnisse (selektierter Mittelwert)?
6. Gibt es Abweichungen beim Vergleich beider Gruppen zueinander, im Bezug auf den Lund-Mackay-Score, als Maß für die radiologischen Pathologien der Nase- und Nasennebenhöhlen?
7. Besteht ein Zusammenhang zwischen dem Lund-Mackay-Score und dem allgemeinen Mittelwert der Ergebnisse?
8. Gibt es einen Zusammenhang zwischen dem Lund-Mackay-Scores und dem selektierten Mittelwert?
9. Ist die Beurteilbarkeit der evaluierten Parameter vom Geschlecht des Patienten abhängig?

Ziel der vorliegenden Arbeit soll es sein, die Bildqualität anhand von DVT-Schnittbildern der Gruppe 1 - aufgenommen mit den bisherigen Standardeinstellungen der DVT-Röhrenparameter - mit der Bildqualität von Schnittbildern der Gruppe 2 nach den neu festgelegten Standardeinstellungen zu untersuchen und zu vergleichen. Dadurch soll eine wissenschaftliche Grundlage für die Praxisanwendung der dosis-optimierten Protokolle der DVT geschaffen werden.

3 Material und Methoden

3.1 Technische Erläuterungen der DVT

3.1.1 Allgemeines

Die DVT hat als Untersuchungsverfahren speziell im letzten Jahrzehnt stark an Bedeutung in der diagnostischen Bildgebung, besonders im Bereich des Gesichtsschädels, gewonnen (Kyriakou et al. 2011). „Bei der DVT handelt es sich um eine digitale Aufnahmetechnik, bei der ein dreidimensionales Strahlenbündel in Verbindung mit einem Flächendetektor zum Einsatz kommt. Im Verlauf einer Untersuchung rotiert eine Röntgenröhre um den Schädel eines Patienten. Ihr gegenüber ist an einem C-Arm ein Flächendetektor angebracht. Während des Untersuchungsprozesses werden auf einer zirkulären Bahn eine große Anzahl von Projektionsaufnahmen (bis zu 1000 Einzelbilder) aufgenommen, aus welchen unmittelbar eine digitale dreidimensionale Volumendarstellung des untersuchten Körperteils berechnet wird“ (Schulze et al. 2009).

In der vorliegenden retrospektiven Studie wurde das DVT-Gerät „3DAccu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17 der Fa. Morita, Kyoto - Japan“ verwendet, dessen Aufbau und Arbeitsweise im weiteren Verlauf dieses Kapitels noch eingehend beschrieben wird. Während der Bestrahlungsphase trifft die Röntgenstrahlung kegelförmig auf den Schädel des Patienten (engl. Cone Beam Tomography). Der Strahlenemitter der Röntgenröhre stellt dabei die Spitze des Kegels dar. Ihr gegenüber ist der Detektor (Flat Panel Detector) angeordnet. An diesem Punkt entsteht die Basis der Strahlung (Bremke et al. 2010). Der Kopf des Patienten befindet sich im Zentrum des kegelförmigen Strahlenbündels. Der Patient kann sich dabei in stehender, sitzender oder liegender Position befinden - abhängig vom jeweilig verwendeten DVT-Gerätetyp (siehe folgende Abbildung) (Bremke et al. 2010).

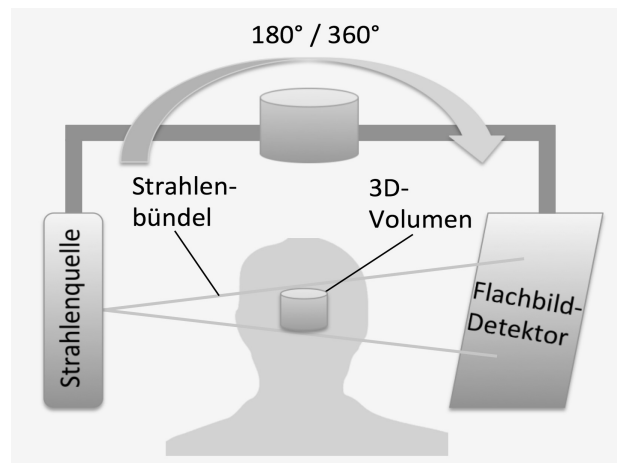


Abb. 2: schematische Darstellung eines Digitalen Volumentomographen (Quelle: Funktion des DVT, nach Abbildung aus <http://www.hno-zentrum-regensburg.de/typo3temp/pics/f12647757e.jpg>)

3.1.1 Die Bildentstehung

Um eine digitale dreidimensionale Volumendarstellung zu generieren, ist auf technischer Seite sowohl eine entsprechende Hardware als auch Software notwendig. Wie in der Grafik oben dargestellt, ist dem Strahlenemitter gegenüber ein Flatpaneldetector (Fpd) angeordnet. Dieser besteht aus einem Bildschirm, der mit Szintillationskristallen besetzt ist, welche in einer Matrix aus Photodioden eingebettet sind. Die Photodioden stellen die Grundsubstanz des Bildschirmes dar und sind wiederum in einer Schicht aus monolithischem, nicht kristallinen Silikon (aSi:H) oder Selenium eingebettet. Einfallende Röntgenstrahlen werden nun mit Hilfe des Szintillationsfilmes fotochemisch zu Licht umgewandelt. Dünne Film-Transistoren, welche in der aSi:H-Schicht liegen, leiten nun die Lichtsignale weiter in das Photodiodenfeld, wo sie als Energie gespeichert werden. Diese Energie ist proportional zu der Signalstärke des Lichtes und wiederum proportional zu den einfallenden Photonen in der Szintillationsschicht (Miracle and Mukherji 2009b, Miracle and Mukherji 2009a). Die Lichtsignale werden nun durch die Photodioden in ein digitales Signal umgewandelt (Baba et al. 2004).

3.1.2 Softwareprogramm

Mit Hilfe einer speziellen Software ist es nun möglich, die digitalen Signale in eine dreidimensionale Grafik umzurechnen und auf einem Computerbildschirm darzustellen. Das dreidimensionale Volumen wird aus einzelnen isotropen würfelförmigen Einheiten, den sog. Voxeln (VOlumatic PIXEL) erzeugt. Deren Kantenlänge kann zwischen 80

μm , 125 μm , 160 μm und 250 μm variieren, je nachdem, welche Auflösung gefordert ist. In der vorliegenden Untersuchung wurde das Softwareprogramm „i-Dixel der Fa. Morita, Kyoto, Japan, Version 1.74“ für die Umrechnung der Grafiken eingesetzt.

Mit dieser Software ist es möglich, durch die dreidimensionale Darstellung der Schädelaufnahme zu fahren und einzelne Schnittbilder, in drei verschiedenen orthogonalen Ebenen - coronar, sagittal, axial - der zu untersuchenden Region zu erzeugen (siehe folgenden Abbildungen) (Pasler 2008).

Anhand einer Zoom-Funktion können anatomische Parameter vergrößert werden, um eine optimale Beurteilung der qualitativen Bilddarstellung zu gewährleisten. Es ist auch möglich, anatomische Strukturen mit Hilfe von Messinstrumenten, Strecken und Winkeln zu messen. Zudem ist das Drehen der Bilder mit dieser Software möglich.



Abb. 3: Coronare Ebene

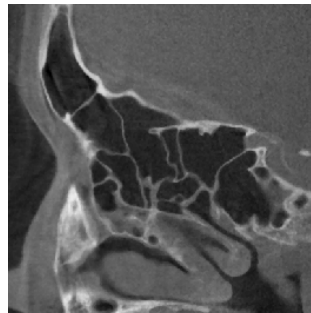


Abb. 4: Sagittale Ebene



Abb. 5: Axiale Ebene

3.1.3 Gerätetyp: 3DAccu-I-Tomo, Modell MCT-1

Wie im vorangegangenen Kapitel erwähnt, wurde bei der vorliegenden Untersuchung das Gerät „3DAccu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17 der Fa. Morita, Kyoto - Japan“ verwendet (nachfolgende Abbildung). Bei der Röntgenröhre handelt es sich um den Typ D-051 der Fa. Toshiba.



Abb. 6: 3D Accu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17

(Quelle: J. Morita Corporation, Europe GmbH, *3D Accu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17*, <http://www.jmoritaeurope.de/de/experten/die-digitale-volumentomographie-in-der-hno/4185/>, 2016.)

Bei diesem Gerät beträgt die Distanz zwischen Röntgenröhre und Rotationszentrum 33,5 cm, der Abstand zwischen Röntgenröhre und Empfänger beträgt 63,4 cm. Das „Field Of View“ (FOV), also der anatomische Ausschnitt, welcher mittels DVT abgebildet werden soll, kann im Durchmesser von 40 mm bis 170 mm und in der Höhe von 40 mm bis 120 mm eingestellt werden (Scanvolumen). Die Fokusgröße beträgt 0,5 mm. Bei der Stromstärke können schrittweise Werte von 1 mA bis 10 mA in 0,1 mA-Abständen gewählt werden. Im Spannungsbereich sind Werte von 60 bis 90 kV in 0,5 kV-Abständen einstellbar. Ist bei einer Untersuchung eine volle Umdrehung von 360° notwendig, werden im Standardmodus des DVT-Gerätes 588 zweidimensionale Einzelbilder, mit einer Schichtdicke von bis zu 0,08 mm erzeugt. Beträgt die Umdrehung 180°, werden 313 zweidimensionale Einzelbilder mit der gleichen Schichtdicke aufgenommen. Es besteht eine direkte Abhängigkeit zwischen dem Aufnahmeradius und der Durchleuchtungszeit. Beträgt der Rotationswinkel der Röntgenröhre 180°, liegt die Durchleuchtungszeit bei 9,0 ms. Im Falle einer vollen Drehung von 360° beträgt die Belichtungszeit 17,5 ms. Die unterschiedlichen Aufnahmemodi können jeweils am Gerät eingestellt werden.

3.2 Vorbereitung der Untersuchung

Um eine optimale Aufnahme mit dem oben genannten Accu-I-Tomo DVT durchzuführen, ist eine möglichst statische, aufrechte Sitzposition des Patienten für die Zeit der Untersuchung notwendig. Dazu ist die Sitzhöhe des Behandlungstuhls auf die entsprechende Höhe einzustellen, damit das Kinn des Patienten ruhig auf der

Kinnhalterung zum Liegen kommen kann. Die zu untersuchende Region (ROI) wird mittels Lichtvisier markiert. Hierbei zeigen Laserlinien, die auf das Gesicht des Patienten projiziert werden, den aktuellen Untersuchungsbereich an. Durch Bewegung des Behandlungsstuhls kann der Bereich in X-, Y- und Z-Achse verschoben werden (nachfolgende Abbildung). Der Kopf des Patienten wird für die Zeit der Untersuchung mit Hilfe einer Klammer am Untersuchungstuhl fixiert.

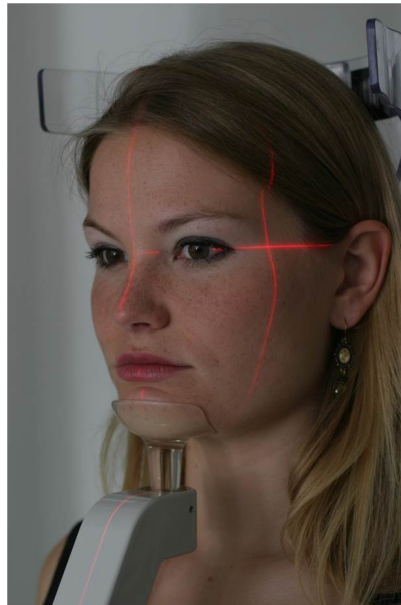


Abb. 7: Die ROI wird mit Hilfe eines Visierlasers markiert
(M. Bremke, HNO-Klinik Universität-Marburg, 2013)

3.3 Untersuchungszeitraum und Beschreibung der Patientengruppen

Bei der vorliegenden Studie wurden insgesamt 340 Bilddatensätze von Patienten aufgenommen und retrospektiv analysiert. Die gesamte Periode der Patientenuntersuchungen zur Aufnahme der DVT-Schnittbilder des Gesichtsschädels erfolgte im Zeitraum von Januar 2010 bis Juni 2013 in der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde der Philipps-Universität Marburg. Im ersten Untersuchungszeitraum von Januar 2010 bis Januar 2011 wurden 170 Schnittbilder nach den damaligen Standardwerten der DVT-Einstellungsparameter aufgenommen. Die zweite Erhebung fand im Zeitraum von September 2012 bis Juni 2013 statt. Hier wurden ebenso 170 Schnittbilder mit den neuen Standardeinstellungen aufgenommen und ausgewertet. Die Indikation der Bildgebung von Nase und Nasennebenhöhlen mittels DVT erfolgte im Rahmen der Diagnostik von chronischer Rhinosinusitis. Aufgrund von unvollständigen Abbildungen aller relevanten anatomischen Strukturen bzw. Abbildungen mit zu kleinen Untersuchungsvolumina wurden anschließend in Gruppe 1 die Bilddatensätze

von fünf Patienten und in Gruppe 2 die Bilddatensätze von 19 Patienten ausgeschlossen. Somit standen für die weitere Analysen insgesamt 316 Datensätze zur Verfügung.

In Gruppe 1 befanden sich demzufolge 165 Patienten (98 männliche und 67 weibliche) im Alter von 9 bis 82 Jahren. In Gruppe 2 waren es 151 Patienten im Alter von 4 bis 82 Jahren. 100 Personen dieser Gruppe waren weiblich, die restlichen 51 Personen männlich.

3.4 Methoden

3.4.1 Beschreibung der Methoden

Die Bilddatensätze der Patienten wurden anschließend mit Hilfe der Software „I-Dixel - Fa. Morita“ in die drei Schnittebenen coronar, sagittal und axial umgerechnet. Danach konnten diese Bilder mittels der beiden Bildbetrachtungsprogramme „One-Data-Viewer bzw. One-Volume-Viewer (Fa. Morita) anhand der folgenden 17 anatomischen Parameter auf ihre Erkennbarkeit hin analysiert und bewertet werden. Von den 17 Parametern waren insgesamt 16 paarig, d.h. rechtsseitig sowie linksseitig angelegt:

Anatomischer Parameter		rechts	links
1	Laterale Begrenzung der Kieferhöhle	x	x
2	Processus uncinatus	x	x
3	Os turbinale	x	x
4	Knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis	x	x
5	Arteria ethmoidalis anterior	x	x
6	Lamina papyracea - Schnittebene des Proc.uncinatus	x	x
7	Lamina papyracea - Schnittebene der A. ethmoidalis anterior	x	x
8	Lamina lateralis der Fossa olfactoria	x	x
9	Lamina cribrosa	x	x
10	Arteria ethmoidalis posterior	x	x
11	Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus	x	x
12	Canalis nervus vidianus	x	x
13	Foramen rotundum	x	x
14	Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea	x	x
15	Tränennasengang	x	x
16	Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand	x	x
17	Nasenseptum		

Tabelle 1: bewertungsrelevante anatomische Parameter

Zudem wurde der Einfluss von den nachfolgend aufgeführten Pathologien auf die Bildqualität beurteilt:

Pathologien der Nasennebenhöhlen und des osteomeatalen Überganges	
1	Pathologien des osteomeatalen Überganges rechts
	Pathologien des osteomeatalen Überganges links
2	Pathologien der Stirnhöhle rechts
	Pathologien der Stirnhöhle links
3	Pathologien der Kieferhöhle rechts
	Pathologien der Kieferhöhle links
4	Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores rechts
	Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores links
5	Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores rechts
	Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores links
6	Pathologien des Sinus sphenoidalis rechts
	Pathologien des Sinus sphenoidalis links

Tabelle 2: Pathologien der Nasennebenhöhlen / osteomeataler Übergang

Die Programmfunktionen ermöglichten eine Betrachtung der Aufnahmevolumina mittels verstellbaren Hilfslinien, welche die zueinander orthogonal stehenden Hauptebenen repräsentieren. Durch die Rotation der Aufnahmevolumina konnten die Strukturen jeweils in allen Schnittebenen dargestellt werden. Die Zoom-, Helligkeits- und Kontrastoptimierungsfunktion der Software ermöglichte zudem eine Verbesserung der Sichtbarkeit von besonders kleinen / feinen Strukturen wie z.B. der Canalis nervus vidianus. Bei der Betrachtung der Bilder wurden stets gleiche Verhältnisse diesbezüglich angestrebt.

3.4.2 Untersuchungs- und Bewertungskriterien der Bildqualität

Wie oben beschrieben wurde die Bildqualität anhand der Erkennbarkeit der 17 aufgelisteten anatomischen Parameter beurteilt. Die Einteilung der Bildqualitätsstufen wurde an das bekannte Schulnotensystem angelehnt. Nach Definition sollte der Bewertungsbereich die Notenwerte 1 bis 4 umfassen:

Note „1“: der anatomische Parameter ist mit *sehr gut* zu beurteilen

Note „2“: der anatomische Parameter ist mit *gut* zu beurteilen

Note „3“: der anatomische Parameter ist mit *schlecht* zu beurteilen

Note „4“: eine Beurteilung des anatomischen Parameters ist *nicht möglich*

Um eine Vergleichbarkeit der beiden Patientengruppen zu ermöglichen und um später den Einfluss der Pathologien der NNH auf die Bildqualität zu untersuchen, wurden auch die Pathologien der NNH berücksichtigt und mit Hilfe des „Lund-Mackay-Scores“ erfasst. Dieser, im Jahre 1980 von Lund und Mackay entwickelte Score, wird zur Einteilung der Pathologien der Nasennebenhöhlen auf CT-Bildern zu Hilfe genommen (Lund and Mackay 1993). Er ist wissenschaftlich anerkannt und wird zudem von der Task Force of Rhinosinusitis empfohlen (Lund and Kennedy 1997). Positiv hervorzuheben ist auch seine hohe Interobserver-Zuverlässigkeit (Oluwole et al. 1996).

Die folgenden Kategorien wurden durch den Lund-Mackay-Score festgelegt (Lund and Kennedy 1997):

Kategorie „0“: *keine* Verschattung - *ohne pathologischen Befund (o.p.B.)*

Kategorie „1“: *partielle* Verschattung der Nasennebenhöhle

Kategorie „2“: *vollständige* Verschattung der Nasennebenhöhle

Weiterhin berücksichtigte der Score den osteomeatalen Übergang mit folgender Einteilung:

Kategorie „0“: osteomeataler Übergang *frei, ohne pathologischen Befund (o.p.B.)*

Kategorie „1“: osteomeataler Übergang *partiell* verschlossen

Kategorie „2“: osteomeataler Übergang *vollständig* verschlossen, *pathologisch*

In den folgenden Kapiteln werden nun die o.g. einzelnen anatomischen Parameter jeweils durch ein Beispielbild der zugehörigen Beschreibung und der entsprechenden Bewertungskategorie dargestellt. Im Einzelnen wird jedoch nicht gleichzeitig auf die Betrachtung und Bewertung jeweils beider Gesichtshälften eingegangen, sondern nacheinander auf die anatomische Struktur, erst der rechten und dann der linken Gesichtshälfte. Die Beispielbilder sind Ausschnitte der Originalbilder, die teilweise zur

besseren Erkennbarkeit - unter Fixierung der originalen Bild-Seitenverhältnisse - vergrößert oder verkleinert wurden.

3.4.3 Laterale Begrenzung der rechten und linken Kieferhöhle

Die Beurteilung der lateralen Begrenzung der rechten bzw. linken Kieferhöhle richtet sich nach der Erkennbarkeit der coronaren Schnittebene. Dabei wird versucht, gleichzeitig das Os turbinale sowie den Nervus infraorbitalis und die Lamina papyracea zu fokussieren.



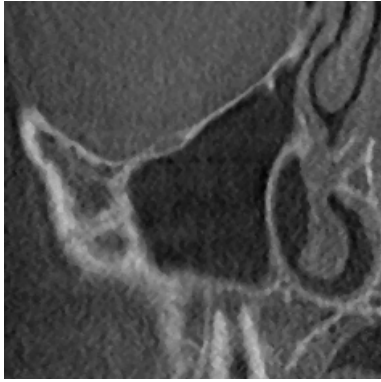
In der nebenstehenden Abbildung ist die rechte laterale knöcherne Begrenzung der Kieferhöhle komplett und durchgehend dargestellt. Daraus erfolgt die Benotung „1“ - laterale Begrenzung der Kieferhöhle *sehr gut* beurteilbar.

Abb. 8: rechte laterale Kieferhöhlenwand durchgehend *sehr gut* beurteilbar



In diesem Bild ist die rechte laterale knöcherne Begrenzung in der oberen Hälfte sehr gut sichtbar. In der unteren Hälfte ist die knöcherne Begrenzung jedoch relativ unscharf zu erkennen, aber noch zu verfolgen, sodass hier die Benotung „2“ - *gut* beurteilbar - vergeben wird.

Abb. 9: rechte laterale Kieferhöhlenwand *gut* beurteilbar



In dieser Abbildung ist die komplette laterale rechte knöcherne Begrenzung des Sinus maxillaris unscharf abgebildet. Hieraus erfolgt die Benotung „3“ - die knöcherne Begrenzung ist *schlecht* zu beurteilen.

Abb. 10: rechte laterale Kieferhöhlenwand *schlecht* beurteilbar

Die Benotung „4“ - Beurteilung *nicht möglich* - ist bei der Analyse für die knöcherne Begrenzung nicht aufgetreten.

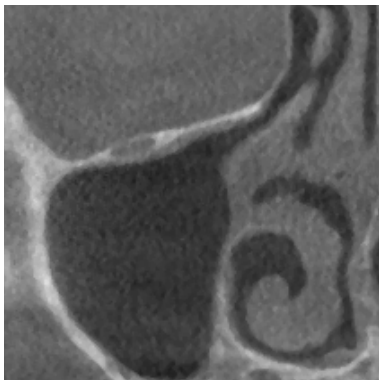
3.4.4 Processus uncinatus

Hier wird der Processus uncinatus in derselben coronaren Schnittebene wie die knöcherne Begrenzung des Sinus maxillaris untersucht. Es ist darauf zu achten, dass der Processus uncinatus in seiner gesamten Länge begutachtet werden kann.



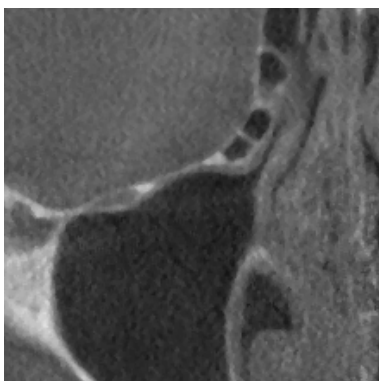
Die nebenstehende Abbildung zeigt, in der gleichen coronaren Ebene, eine durchgängig sehr gute Beurteilbarkeit des rechten Processus uncinatus „Note 1“. Bei der Analyse liegt das Augenmerk weniger auf der knöchernen Durchgängigkeit des Processus als auf der vollständigen Darstellbarkeit und Abgrenzbarkeit zu seiner Umgebung.

Abb. 11: Processus uncinatus rechts komplett *sehr gut* beurteilbar



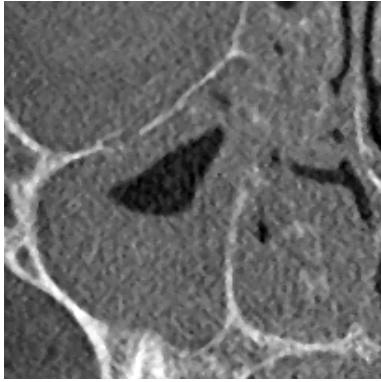
Auf dem nebenstehenden Bild ist der Processus uncinatus der rechten Seite abgebildet. Dabei ist die laterale Seite des Processus sehr gut abgrenzbar. Die mediale Seite des Processus ist jedoch zur mittleren Nasenmuschel im mittleren Bereich nicht abgrenzbar, sodass hieraus insgesamt die Benotung „2“ - *gut* beurteilbar - erfolgt.

Abb. 12: Processus uncinatus rechts *gut* beurteilbar



Der Processus uncinatus zeigt sich in der linksseitigen Abbildung als *schlecht* beurteilbar „3“, da v.a. im cranialen und medialen Bereich des Processus keine Abgrenzbarkeit gegeben ist.

Abb. 13: Processus uncinatus links *schlecht* beurteilbar

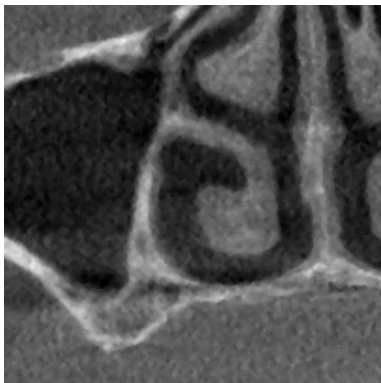


Dieses Bildbeispiel zeigt, dass eine vollständige Darstellbarkeit und Abgrenzbarkeit im kompletten Verlauf des Processus uncinatus nicht gegeben ist. Daher resultiert hieraus die Benotung „4“ - Beurteilung des Processus uncinatus *nicht möglich*.

Abb. 14: Processus uncinatus rechts Beurteilung *nicht möglich*

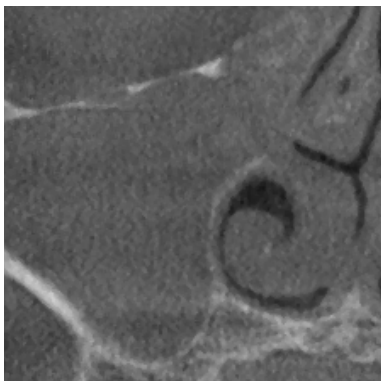
3.4.5 Os turbinale

Die Beurteilung des Os turbinale erfolgt ebenfalls in der gleichen coronaren Schnittebene wie beim Processus uncinatus und Sinus maxillaris.



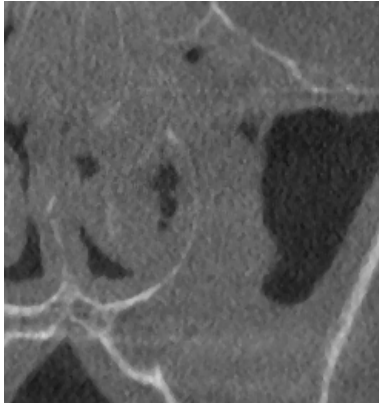
Die erste Abbildung weist einen Os turbinale auf, der sich in seinem gesamten Verlauf scharf zu seiner Umgebung abgrenzen lässt. Zudem ist die gesamte Form als *sehr gut* zu beurteilen, sodass die Note „1“ hierfür vergeben wird.

Abb. 15: Os turbinale rechts *sehr gut* zu beurteilen



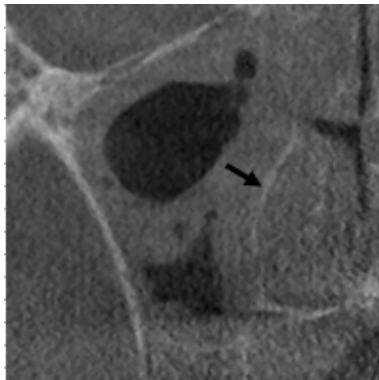
Ebenso gut abgrenzbar ist der Verlauf des Os turbinale auf dem nächsten Bild. Jedoch kommt es im Bereich der unteren Nasenscheidewand zu einer Verschmelzung mit dieser, weshalb die Benotung mit „2“ - *gut* beurteilbar -erfolgt.

Abb. 16: Os turbinale *gut* beurteilbar



In diesem Fall handelt es sich um das Os turbinale der linken Gesichtshälfte. In der Aufnahme ist die anatomische Struktur zwar im Ganzen zu erkennen, allerdings ist es nicht möglich, seinen kompletten Verlauf zu beurteilen. Der lateral kaudale Teil und ein Stück der medialen Seite des Os turbinale sind zu den benachbarten anatomischen Strukturen nicht abgrenzbar. Dementsprechend resultiert hieraus die Benotung „3“ für Os turbinale *schlecht* beurteilbar.

Abb. 17: Os turbinale *schlecht* zu beurteilen

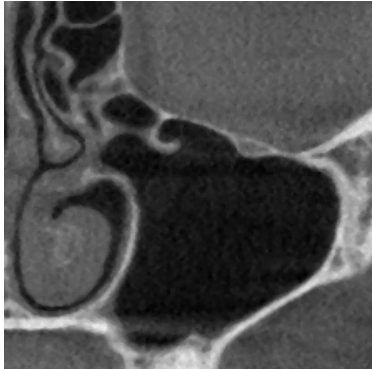


Das nebenstehende Bild präsentiert eine Aufnahme, in der sich das Os turbinale nur erahnen lässt. Die laterale Begrenzung der Nasenhöhle ist noch zu erkennen, was weiter medial jedoch nicht mehr der Fall ist (siehe Pfeil: laterale Begrenzung der Nasenhöhle). Somit erfolgt die Benotung „4“ - Beurteilung *nicht möglich*.

Abb. 18: Beurteilung des Os turbinale *nicht möglich*

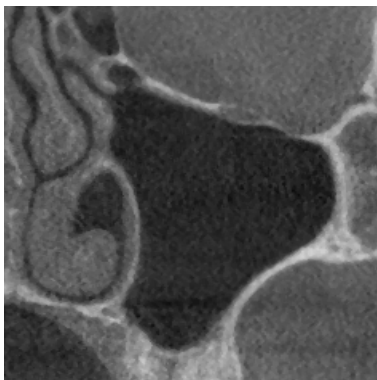
3.4.6 Nervus infraorbitalis

Die Evaluation des Nervus infraorbitalis fand gleichermaßen in der coronaren Schnittebene statt. Hierbei wurde v.a. die knöcherne Ummauerung des Nervus infraorbitalis berücksichtigt bzw. seine Abgrenzbarkeit kranial zur Orbita und kaudal zur Kieferhöhle untersucht.



Die erste Abbildung zeigt ein Beispiel der sehr guten Beurteilbarkeit des Nervus infraorbitalis. Dies ergibt sich aus einer exakten sichtbaren Unterscheidung zu seiner Umgebung und seiner vollständigen knöchernen Ummantelung, die hier deutlich zu erkennen ist. Daher erfolgt die Bewertung mit „Note „1“.

Abb. 19: Nervus infraorbitalis *sehr gut* beurteilbar



Das zweite Beispielbild des Nervus infraorbitalis ermöglicht eine gute Beurteilbarkeit des Nerven. Die Abgrenzbarkeit ist gegeben, jedoch ist sie nicht so scharf zu erkennen wie im zuvor aufgeführten Bild. Es resultiert die Notenvergabe mit „2“.

Abb. 20: Nervus infraorbitalis *gut* beurteilbar



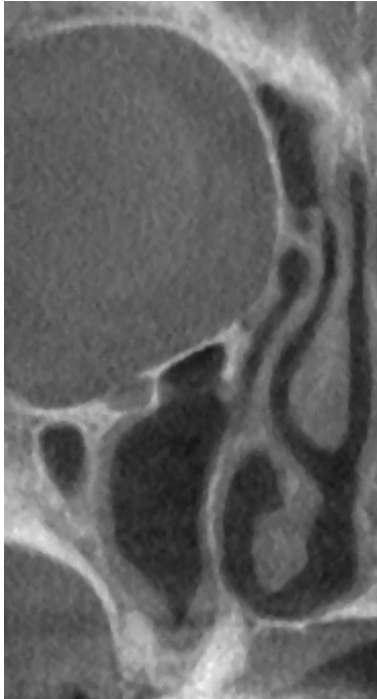
In dem nebenstehenden Schnittbild ist der Nervus infraorbitalis im apikalen Teil zur Orbita nicht abgrenzbar. Die deutliche Kennzeichnung ist nur in seinem basalen Teil, d.h. zur Kieferhöhlenwand gegeben. Diese Gegebenheiten führen zu der Benotung „3“- *schlecht* beurteilbar.

Abb. 21: Nervus infraorbitalis *schlecht* zu beurteilen

Bei keinem der untersuchten Schnittbilder ist eine Beurteilung des Nervus infraorbitalis „*nicht möglich*“. Daher wird bei der Untersuchung dieser anatomischen Struktur die Note „4“ nicht vergeben.

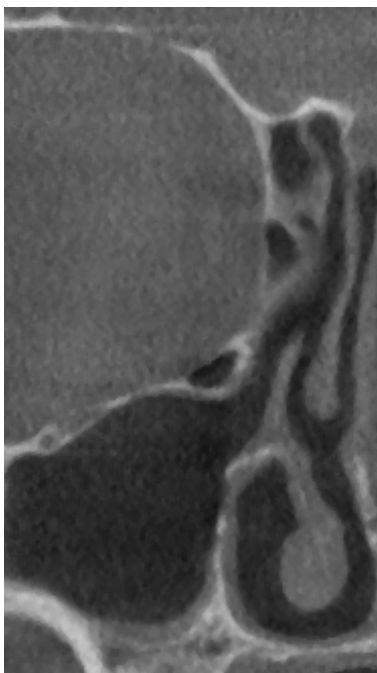
3.4.7 Lamina papyracea

Zuletzt erfolgt die Bewertung der Lamina papyracea auf derselbigen coronaren Schnittebene.



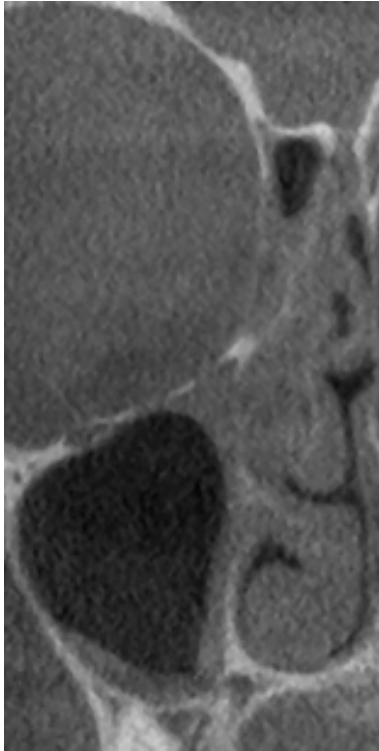
Die Grenze der medialen Orbitawand, die Lamina papyracea, ist auf der nebenstehenden Abbildung in ihrem kompletten Verlauf sehr gut zu verfolgen und abgrenzbar, sodass hieraus die Note „1“ - *sehr gut* beurteilbar - resultiert.

Abb. 22: Lamina papyracea *sehr gut* beurteilbar



In diesem Bild lässt sich im Verlauf der Lamina papyracea erkennen, dass der kaudale Teil der Lamina zu seiner Umgebung nicht scharf abgrenzbar, aber zu verfolgen ist. Resultat dieser Analyse ist demzufolge die Note „2“ - *gut* beurteilbar.

Abb. 23: Lamina papyracea *gut* beurteilbar



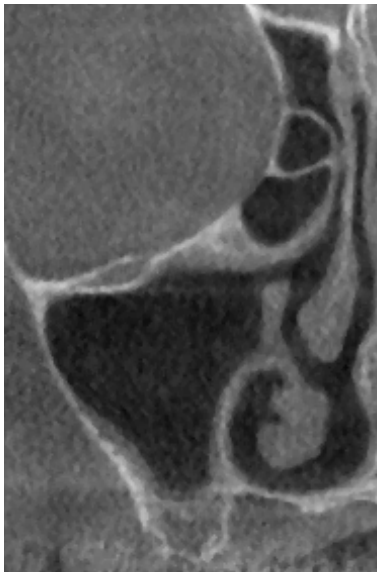
Dieses Bild ist ein Beispiel für die Kategorie der Note „3“, da hier die Abgrenzbarkeit zu der Umgebung der Lamina nicht bzw. kaum gegeben ist. Der Verlauf der Lamina papyracea lässt sich jedoch erahnen.

Abb. 24: Lamina papyracea *schlecht* beurteilbar

Die Note „4“, nach der die Beurteilung der Lamina papyracea *nicht möglich* gewesen wäre, wurde in der Analyse dieser Struktur nicht vergeben.

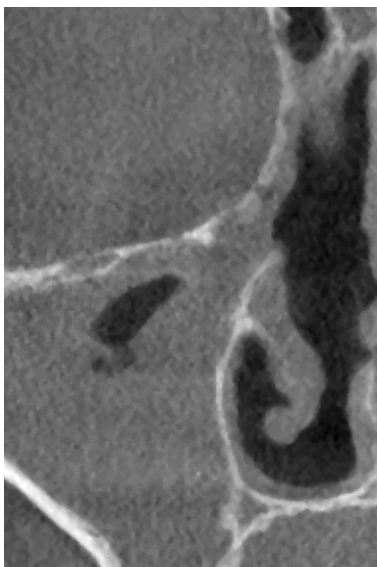
3.4.8 Osteomeataler Übergang

Nach der Beurteilung des Nervus infraorbitalis wurde der osteomeatale Übergang auf Verschattungen untersucht. Wenn sich keine bzw. kaum Verschattungen im Übergang des Sinus maxillaris zu der Nasenhöhle zeigen, wird dieser Zustand mit „0“ beziffert. Dies verdeutlicht, dass es sich um *keine* Pathologie handelt. Wenn der osteomeatale Übergang vollständig bzw. fast vollständig verschattet ist, wird dieser Befund mit einer „2“ bewertet. Der osteomeatale Übergang zeigt sich also *pathologisch*.



Die erste Abbildung des osteomeatalen Überganges stellt ein Beispiel dar, auf denen sich der osteomeatale Übergang frei von Verschattung präsentiert. Der Übergang ist deutlich zu erkennen. Die angrenzenden anatomischen Strukturen (Processus uncinatus und Cellulae ethmoidales) sind klar zu differenzieren. Der osteomeatale Übergang zeigt *keine* Pathologie „0“.

Abb. 25: Der osteomeatale Übergang zeigt sich ohne Verschattung -*keine* Pathologie

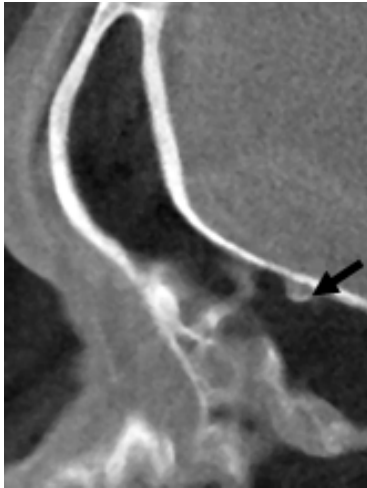


Der osteomeatale Übergang auf dem zweiten Beispielbild ist deutlich verschattet. Die klare Abgrenzbarkeit zu den benachbarten Strukturen ist nicht mehr gegeben, weshalb der Übergang als *pathologisch* beurteilt wird. Hier wird die Note „2“ vergeben.

Abb. 26: Der osteomeatale Übergang ist *pathologisch*

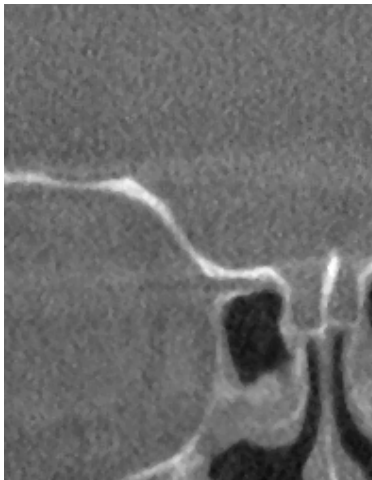
3.4.9 Arteria ethmoidalis anterior

Nach Erschließung des Nervus infraorbitalis in der coronaren Schnittebene wird nun, zum Aufsuchen der zur Benotung geeigneten Bildebene, die coronare Ebene bis zur Darstellung der Arteria ethmoidalis durchfahren.



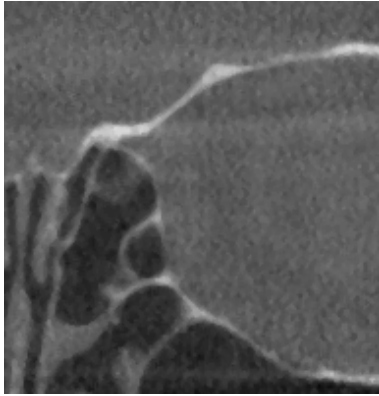
Dabei zeigte sich auf der gleichzeitig dargestellten sagittalen Ebene eine knöcherne Ummauerung der Arterie, die zur Orientierung dient (siehe schwarzer Pfeil in nebenstehender Abbildung).

Abb. 27: sagittale Schnittebene: Pfeil weist auf A. ethmoidalis und ihre knöcherne Begrenzung hin



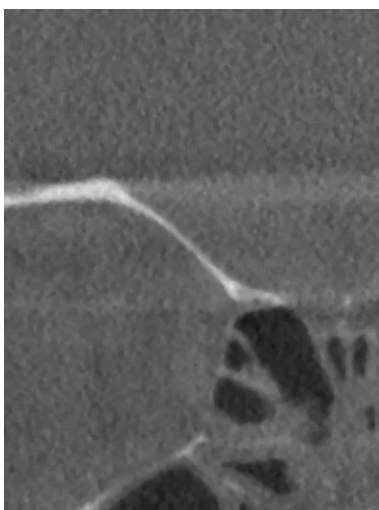
Dieses Bild präsentiert die A. ethmoidalis anterior in ihrem Verlauf. Der Austritt aus der Orbita und die knöcherne Ummantelung der Arteria lassen sich *sehr gut* darstellen und werden daher mit der Note „1“ bewertet.

Abb. 28: Arteria ethmoidalis anterior *sehr gut* beurteilbar



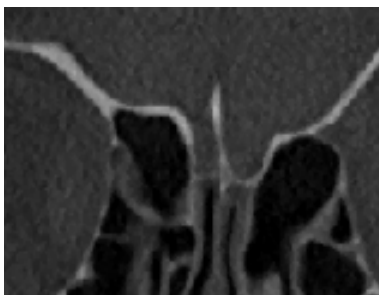
Dieses Schnittbild zeigt die A. ethmoidalis anterior. Die apikale Begrenzung ist sehr gut zu erkennen. Der kaudale Teil ist gut, jedoch nicht knöchern abgrenzbar, sodass das Bild mit einer „2“- *gut* beurteilbar - bewertet wird.

Abb. 29: Arteria ethmoidalis anterior *gut* beurteilbar



Auf der nebenstehenden Abbildung ist die Arteria ethmoidalis anterior in ihrem Verlauf nicht gut beurteilbar. Der Austritt aus der Orbita ist zwar zu erkennen, der weitere Verlauf ist allerdings nicht zu verfolgen. Daher wird die Benotung „3“ - *schlecht* beurteilbar - vergeben.

Abb. 30: Arteria ethmoidalis anterior *schlecht* beurteilbar

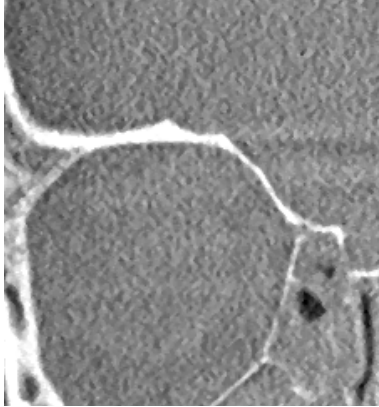


Auf diesem Bild ist rechtsseitig der Austritt der A. ethmoidalis anterior aus der Augenhöhle zu vermuten. Die durchgehende knöcherne Begrenzung der Augenhöhle ist erkennbar. Auf der gegenüberliegenden Seite ist der Austritt der Arterie sehr gut zu lokalisieren. Dementsprechend wird die rechtsseitige A. ethmoidalis mit Note „4“ bewertet - eine Beurteilung ist *nicht möglich*.

Abb. 31: Arteria ethmoidalis anterior Beurteilung *nicht möglich*

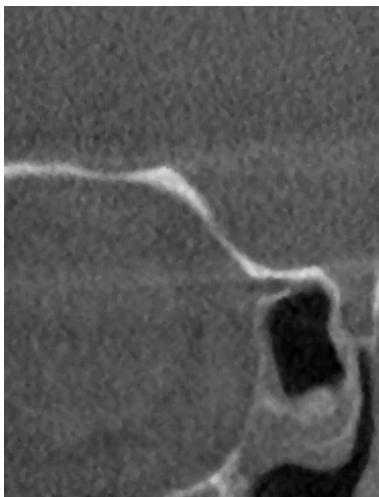
3.4.10 Lamina papyracea in der Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

Im folgenden Teil werden Beispiele der Lamina papyracea in der Schnittebene gezeigt, auf der die Arteria ethmoidalis anterior ebenfalls zu verfolgen ist.



Das erste Beispielbild stellt die Lamina papyracea dar, welche in ihrem gesamten Verlauf *sehr gut* zu verfolgen und abzugrenzen ist. Es wird die Note „1“ vergeben.

Abb. 32: Lamina papyracea *sehr gut* beurteilbar



Das zweite Schnittbild steht beispielhaft für die Benotung der Lamina papyracea mit der Note „2“. Der Verlauf der Lamina ist nachvollziehbar, die Abgrenzbarkeit zur medialen Seite der Orbita ist durch die angrenzenden Verschattungen jedoch nicht exakt zu unterscheiden.

Abb. 33: Lamina papyracea *gut* beurteilbar



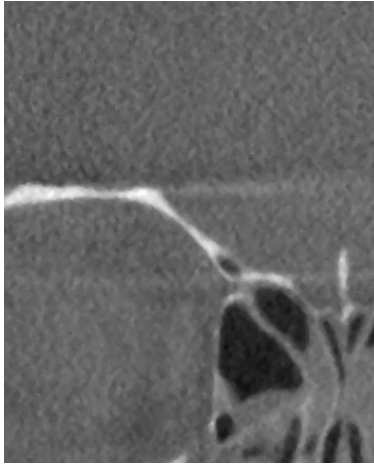
Die Benotung „3“ erhält das nächste Beispielbild, da die Lamina papyracea erkennbar, jedoch im kaudalen Teil nicht mehr in ihrem Verlauf von den Cellulae ethmoidales zu differenzieren ist.

Abb. 34: Lamina papyracea *schlecht* beurteilbar

Eine Bewertung der Lamina papyracea nach der Kategorie „Note 4“ - *Beurteilung nicht möglich* – ist bei der Untersuchung dieser Struktur nicht aufgetreten.

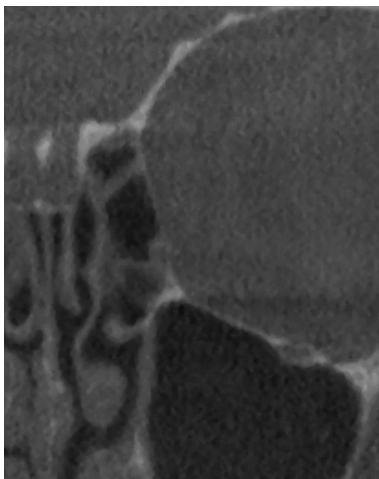
3.4.11 Lamina lateralis der Fossa olfactoria

Die Lamina lateralis der Fossa olfactoria wurde in der gleichen Schnittebene wie die A. ethmoidalis anterior und die Lamina papyracea untersucht.



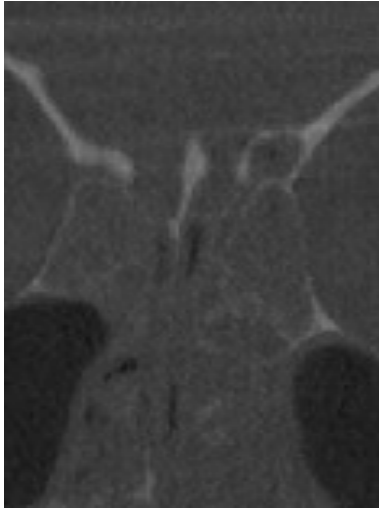
Die Lamina lateralis der Fossa olfactoria ist im folgenden Beispielbild deutlich zu erkennen und abgrenzbar zu ihrer Umgebung, sodass hier die Bewertung „1“ - *sehr gut* beurteilbar - erfolgt.

Abb. 35: Lamina lateralis der Fossa olfactoria *sehr gut* beurteilbar



Der apikale Teil der lateralen Begrenzung ist bei der Fossa olfactoria zu seiner Umgebung sehr gut abgrenzbar. Im Gegensatz zur apikalen lateralen Begrenzung ist die kaudale knöcherne Begrenzung nicht mehr gegeben. Hieraus resultiert die Note „2“ - laterale Begrenzung *gut* beurteilbar.

Abb. 36: Lamina lateralis der Fossa olfactoria *gut* beurteilbar



Diese Abbildung zeigt die laterale Begrenzung, welche im kaudalen Bereich nicht zu ihrer Umgebung abgrenzbar ist, sodass das vorliegende Bild ein Beispiel für die Benotung „3“- *schlecht* beurteilbar - ist.

Abb. 37: Lamina lateralis der Fossa olfactoria *schlecht* beurteilbar

Für die o.g. anatomische Struktur kann die Note „4“ bei dieser Evaluation nicht vergeben werden.

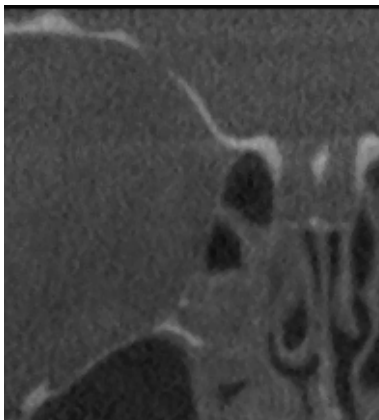
3.4.12 Lamina cribrosa

Die Begutachtung der Lamina cribrosa fand in der gleichen coronaren Schnittebene statt.



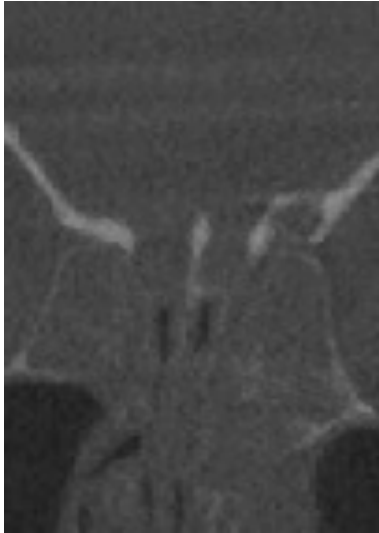
Die erste Abbildung präsentiert die Lamina cribrosa, welche sich gut zu ihren umliegenden Strukturen abgrenzen lässt. Resultat der Analyse ist dementsprechend die Benotung mit „1“ - *sehr gut* beurteilbar.

Abb. 38: Lamina cribrosa *sehr gut* beurteilbar



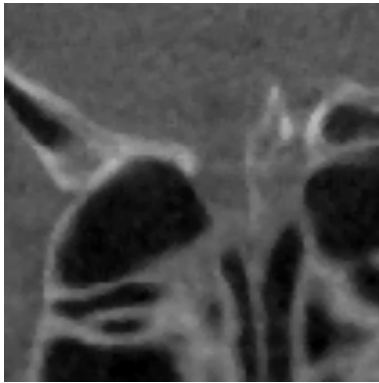
Auf dem nebenstehenden Bild lassen sich die Teile der Lamina überwiegend gut darstellen. Daher wird die Abbildung in die Kategorie „2“ - *gut* beurteilbar - eingeordnet.

Abb. 39: Lamina cribrosa *gut* beurteilbar



Der kaudale Teil der Lamina cribrosa lässt sich auf dem nächsten Bild nicht zu der oberen rechten Nasenmuschel abgrenzen. Aus diesem Grund stellt dieses Bild ein Beispiel für die Benotung „3“-*schlecht* beurteilbar - dar.

Abb. 40: Lamina cribrosa *schlecht* beurteilbar

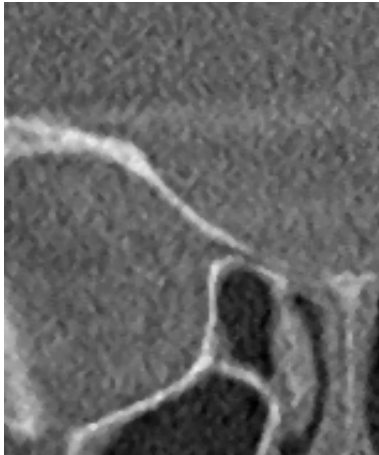


Diese Abbildung steht beispielhaft für die Vergabe der Note „4“. Die Beurteilung der Lamina cribrosa ist *nicht möglich*. Sowohl auf der rechten als auch auf der linken Seite ist die knöcherne Begrenzung der Lamina aufgrund des starken Bildrauschens nicht von ihrer Umgebung zu unterscheiden.

Abb. 41: Beurteilung der Lamina cribrosa *nicht möglich*

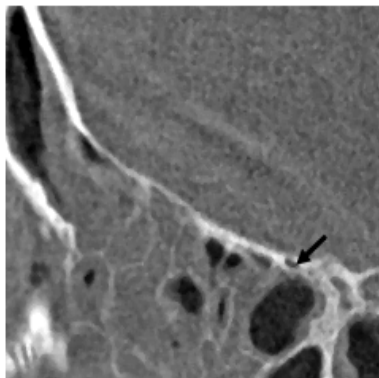
3.4.13 Arteria ethmoidalis posterior

Zur Darstellung der Arteria ethmoidalis posterior wird die coronare Ebene soweit nach hinten gefahren, bis die Identifikation des Austrittes der Arteria ethmoidalis posterior aus der Orbita möglich ist.



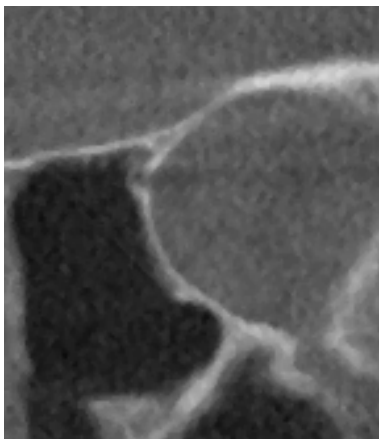
Die zuerst aufgeführte Abbildung zeigt exemplarisch einen Verlauf der Arteria ethmoidalis posterior, aus deren Begutachtung die Note „1“ hervorgeht. Der Austritt und die knöcherne Ummantelung der Arteria sind *sehr gut* beurteilbar.

Abb. 42: Arteria ethmoidalis posterior *sehr gut* beurteilbar



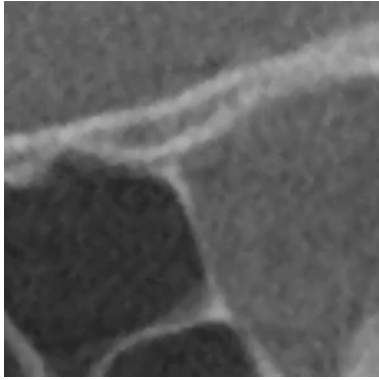
Der schwarze Pfeil in der linken Abbildung kennzeichnet die Arteria ethmoidalis posterior in entsprechender sagittaler Schnittebene.

Abb. 43: sagittale Schnittebene mit Sicht auf die knöcherne Ummauerung der Arteria ethmoidalis posterior



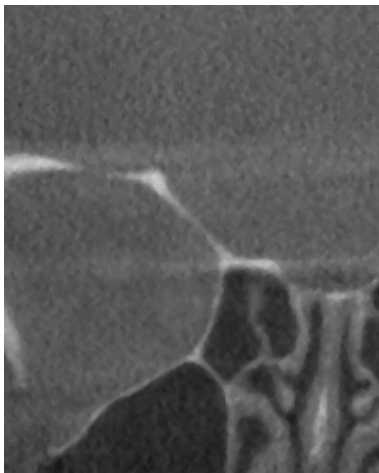
Der Austritt der Arteria ethmoidalis posterior aus der Orbita ist in dieser Abbildung gut zu erkennen. Dementsprechend stellt das Bild eine Bewertung mit der Note „2“ - *gut* beurteilbar - dar.

Abb. 44: Arteria ethmoidalis posterior *gut* beurteilbar



Auf dem folgenden Bild ist ebenfalls der Abgang der Arteria ethmoidalis aus der Orbita zu erkennen. Da sich der kaudale Teil der Arteria jedoch nicht scharf darstellen lässt, ist diese Abbildung ein Beispiel für die Beurteilung „3“ - Arteria ethmoidalis posterior *schlecht* beurteilbar.

Abb. 45: Arteria ethmoidalis posterior *schlecht* zu beurteilen

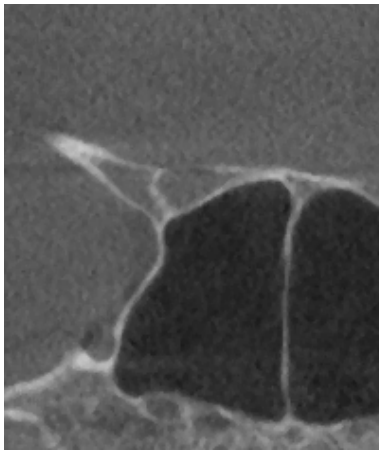


Das nebenstehende Bild steht exemplarisch für die Bewertung mit der Note 4“, wonach eine Beurteilung der Arteria ethmoidalis *nicht möglich* ist. Auf dem Bild lässt sich zwar der knöcherne Verlauf der Orbita sehr gut identifizieren, eine Unterbrechung dieser und somit ein Austritt der Arteria lässt sich jedoch nicht erkennen.

Abb. 46: Arteria ethmoidalis posterior Beurteilung *nicht möglich*

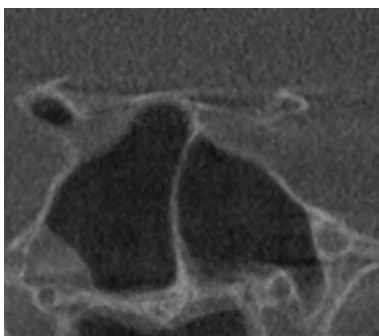
3.4.14 Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus

Um die Analyse der knöchernen Begrenzung des Nervus opticus durchzuführen, wird die coronare Ebene soweit nach hinten gefahren, bis der Nervus opticus, das Foramen rotundum und der Nervus vidianus auf einem Bild zu sehen sind. Aufgrund verschiedener Bilddrehungen ist die Bildanalysen für manche Abbildungen nicht möglich. Bei der Beurteilung des Nervs wurde v.a. auf die kaudale Begrenzung zur Keilbeinhöhle geachtet.



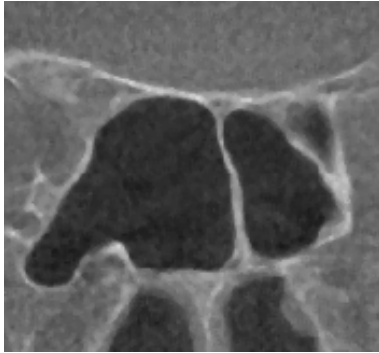
Das nebenstehende Bild zeigt den Nervus opticus, welcher sich optisch scharf von der kaudal liegenden Keilbeinhöhle unterscheiden lässt. Die knöcherne Begrenzung ist deutlich zu erkennen. Der Nervus opticus stellt sich als *sehr gut* beurteilbar dar (Note „1“).

Abb.47: Nervus opticus *sehr gut* beurteilbar



Dieses Bild zeigt den Nervus opticus auf der linken Seite, welcher sich gut abgrenzen lässt. Jedoch erfolgt die Darstellung des knöchernen Umrisses des Kanals zur Keilbeinhöhle nur unscharf und unvollständig. Dementsprechend wird das Bild mit einer „2“ - *gut* beurteilbar - bewertet.

Abb. 48: Nervus opticus *gut* beurteilbar



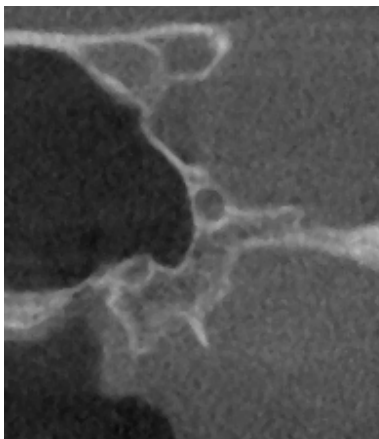
Die folgende Abbildung stellt den Kanal des Nervus opticus teilweise dar. Sowohl der kaudale als auch der angrenzende Abschnitt zur Keilbeinhöhle lassen sich nur erahnen, sodass die Benotung mit „3“ - *schlecht* beurteilbar - erfolgt.

Abb. 49: Nervus opticus *schlecht* beurteilbar

Die Benotung „4“, kann für die Evaluation dieser Struktur nicht vergeben werden.

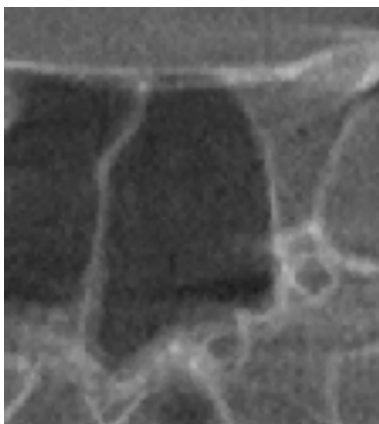
3.4.15 Canalis nervus vidianus

Wie oben erwähnt, wird der Canalis nervus vidianus in der gleichen coronaren Schnittebene aufgesucht, wie die knöcherne Begrenzung des N. opticus und des Foramen rotundum.



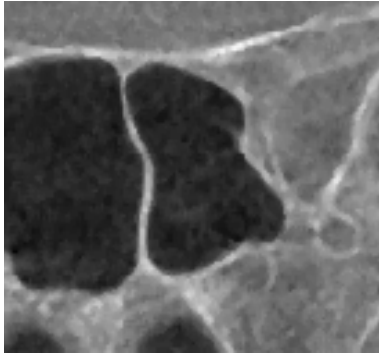
In der ersten Abbildung ist der Umriss des Canalis nervus vidianus in der coronaren Schnittebene sehr deutlich erkennbar. Positiv hervorzuheben ist v.a. seine vollständig knöcherne Ummauerung. Dementsprechend spiegelt die Abbildung die Bewertung mit der Note „1“ - *sehr gut* beurteilbar - wieder.

Abb.50: Canalis nervus vidianus *sehr gut* beurteilbar



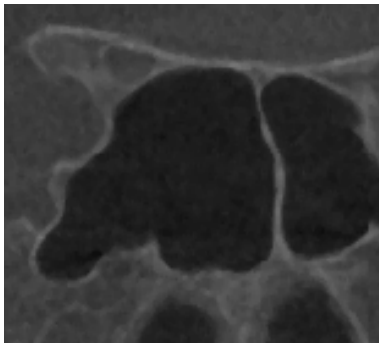
Das nebenstehende Beispielbild lässt den Canalis nervus vidianus erkennen. Allerdings ist die Ummantelung des Kanals auf der rechten Seite etwas verschwommen, sodass das Bild mit einer „2“ - *gut* beurteilbar - bewertet wird.

Abb. 51: Canalis nervus vidianus *gut* beurteilbar



Die linksseitige Abbildung lässt das Lumen des Canalis nervus vidianus erkennen. Dennoch ist seine knöcherne Begrenzung zu seiner Umgebung nicht vollständig nachvollziehbar, sodass hier die Bewertung mit *schlecht* beurteilbar erfolgt.

Abb. 52: Canalis nervus vidianus *schlecht* beurteilbar

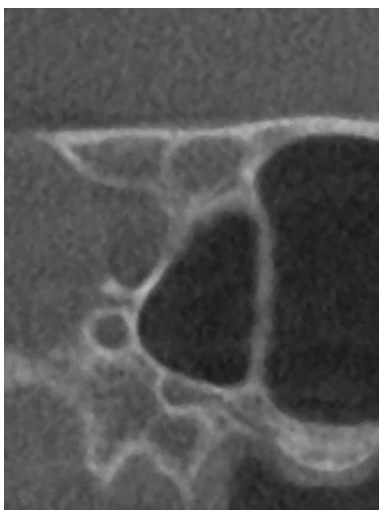


Dieses Bild steht beispielhaft für eine Abbildung des Canalis nervus vidianus, bei dem eine Beurteilung *nicht möglich* ist. Das sich oberhalb befindende Foramen rotundum ist zwar sehr gut und scharf abgrenzbar, aber unterhalb und medial auf dem Bild lässt sich der Canalis nervus vidianus nur vermuten. Da er nicht nachgewiesen werden kann, wird hier die Note „4“ vergeben.

Abb. 53: Beurteilung des Canalis nervus vidianus *nicht möglich*

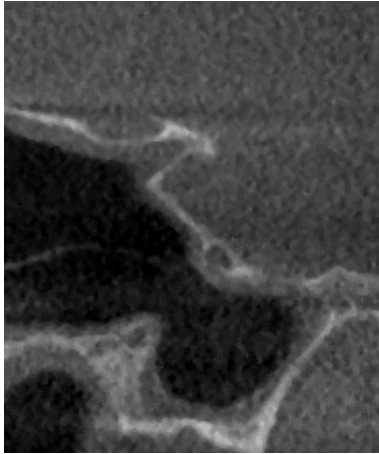
3.4.16 Foramen rotundum

In derselben coronaren Schnittebene kann auch das Foramen rotundum aufgesucht werden.



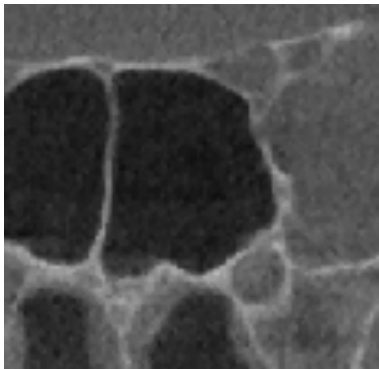
Das folgende coronare Schnittbild zeigt das Foramen rotundum mit einer komplett durchgängigen knöchernen Begrenzung, welche sich als sehr glatt erweist. Demzufolge wird das Bild mit *sehr gut* beurteilt.

Abb. 54: Foramen rotundum *sehr gut* beurteilbar



Die zweite Abbildung präsentiert das Foramen rotundum, bei dem der kraniale Teil des Foramens *sehr gut* dargestellt ist, der kaudale Teil jedoch ein wenig verschwommen erscheint. Aus diesem Grund erfolgt die hier Benotung mit der Note „2“ - *gut* beurteilbar.

Abb. 55: Foramen rotundum *gut* beurteilbar



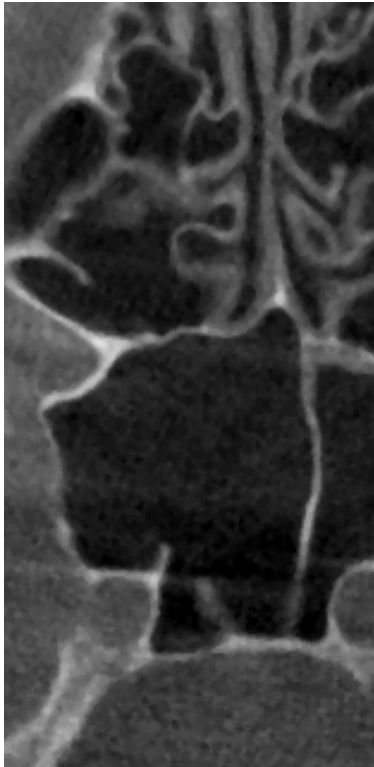
Das Foramen rotundum auf dieser Abbildung stellt nur einen Teil des Foramens dar (siehe Pfeil), sodass hier die Bewertung *schlecht* beurteilbar erfolgt. Der weitere Abschnitt des Foramens lässt sich nicht verfolgen.

Abb.56: Foramen rotundum *schlecht* beurteilbar

Bei der Analyse dieser Struktur wird die Bewertung *Beurteilung nicht möglich* keinmal vergeben.

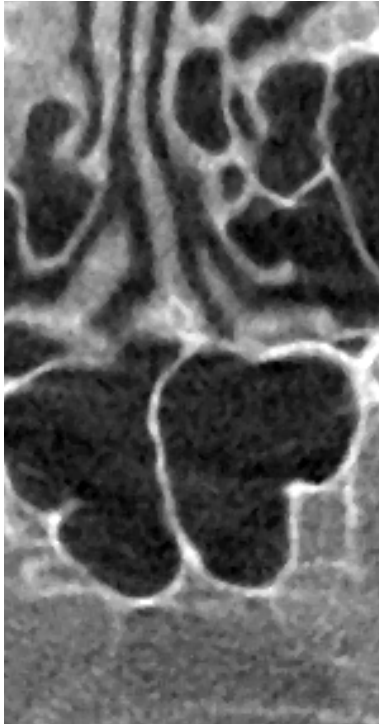
3.4.17 Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea

Um die knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea zu untersuchen, muss auf die axiale Schnittebene in Höhe des Foramen rotundums gewechselt werden. Bei dieser Beurteilung liegt der Fokus v.a. auf der knöchernen Abgrenzbarkeit zur Keilbeinhöhle.



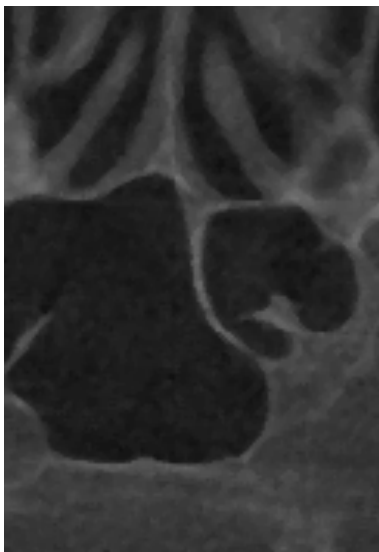
Das links abgebildete Schnittbild zeigt den Canalis arteria carotidea, der scharf abgrenzbar zur Keilbeinhöhle ist. Der knöcherne Umriss - insbesondere im kranialen und medialen Bereich - zeigt sich sehr deutlich und scharf. Daraus abzuleiten ist eine *sehr gute* Beurteilbarkeit des Canalis arteria carotidea. Es wird die Note „1“ vergeben.

Abb. 57: Canalis arteria carotidea *sehr gut* beurteilbar



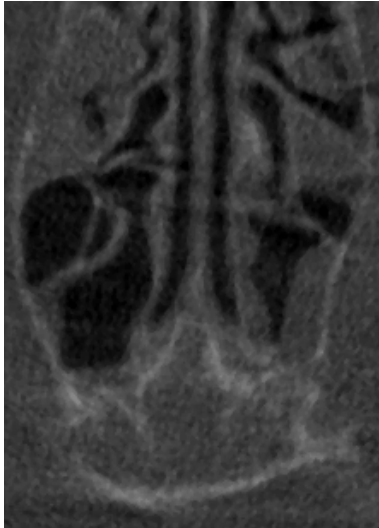
In der folgenden Abbildung ist der mediale Teil des Canalis arteria carotidea in einer sehr gut dargestellten Form zu erkennen. Der restliche Teil kann allerdings nicht mehr verfolgt werden, sodass dieses Bild mit „2“ -*gut* beurteilbar - bewertet wird.

Abb. 58: Canalis arteria carotidea *gut* beurteilbar



Auf der linken Seite dieser Abbildung ist der Ansatz der knöchernen Ummantelung der Arteria carotidea nur im Ansatz zu erkennen, aber nicht weiter zu verfolgen, sodass dem Bild die Wertung *schlecht* beurteilbar zugewiesen wird.

Abb. 59: Canalis arteria carotidea *schlecht* beurteilbar

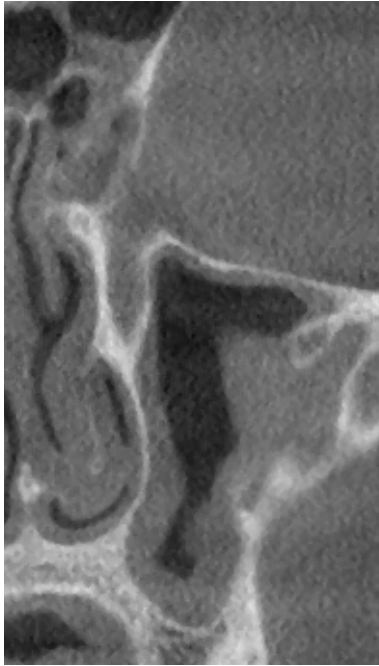


Auf diesem Beispielbild ist die Keilbeinhöhle in der axialen Schnittebene zu erkennen. Der Ansatz des Canalis arteria corotidea ist nur zu erahnen, aber nicht sicher feststellbar. Aus dieser Gegebenheit resultiert die Benotung „4“ - Beurteilung *nicht möglich*.

Abb. 60: Canalis arteria carotidea Beurteilung *nicht möglich*

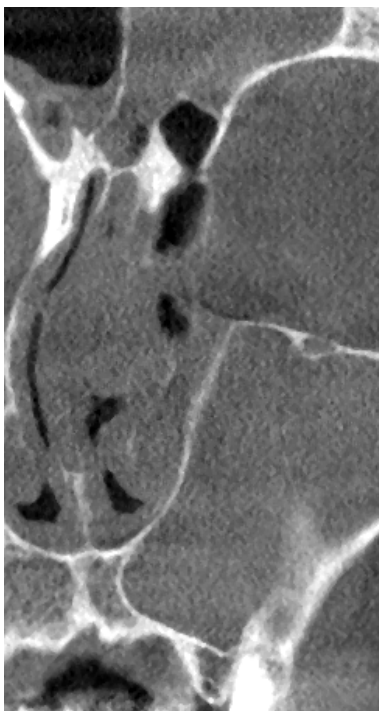
3.4.18 Tränennasengang

Die Bewertung des Tränennasenganges erfolgt in der coronaren Schnittebene. Hierbei ist speziell auf die Durchlässigkeit des Tränennasenganges zu achten.



Der Tränennasengang ist in der nebenstehenden Abbildung sehr gut zu erkennen. So wird einerseits der Austritt aus der Orbita abgebildet und andererseits der Verlauf in Richtung unterer Nasenmuschel verdeutlicht. Demzufolge stellt die Abbildung ein Beispiel einer *sehr guten* Beurteilbarkeit mit der Note „1“ dar.

Abb. 61: Tränennasengang *sehr gut* beurteilbar



Mit *gut* beurteilbar wird die Qualität des Tränennasenganges auf dieser Abbildung bewertet. Der Abgang des Tränennasenganges ist zu erkennen. Der Verlauf ist ebenso nachvollziehbar, jedoch nicht ganz so scharf dargestellt wie in der oberen Abbildung.

Abb. 62: Tränennasengang *gut* beurteilbar

In der gesamten Auswertung werden die Noten „3“ und „4“ nicht vergeben. Alle Schnittbilder werden mit *sehr gut* bzw. *gut* bewertet.

3.4.19 Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand

Im Folgenden wird der Fokus auf die Begutachtung der knöchernen Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand gelegt. Die Einstellung erfolgt in der sagittalen Schnittebene.



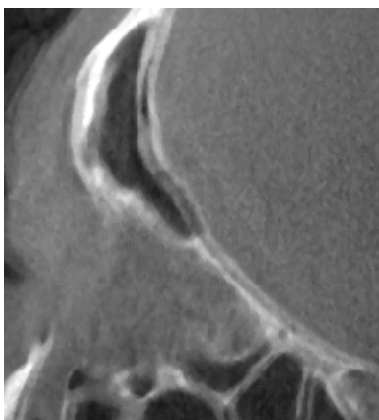
Die knöcherne Stirnhöhlenhinterwand ist auf der linken Abbildung eindeutig zu identifizieren und scharf abgrenzbar zur vorderen Schädelgrube. Daher wird hier die Benotung *sehr gut* beurteilbar vergeben.

Abb. 63: Stirnhöhlenhinterwand *sehr gut* beurteilbar



Das nächste Schnittbild zeigt eine knöcherne Stirnhöhlenhinterwand, welche sich gut zur vorderen Schädelgrube abgrenzen lässt. Ihr Umriss ist jedoch nicht glatt dargestellt. Demzufolge erfolgt die Bewertung mit der Note „2“ - *gut* beurteilbar.

Abb.64: Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand *gut* beurteilbar



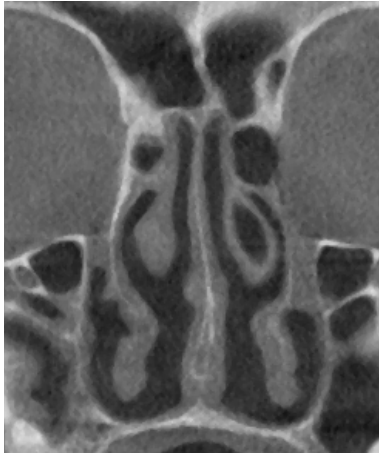
Diese Abbildung steht beispielhaft für eine schlechte Beurteilung der knöchernen Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand. In diesem Bereich ist ein Lumen zu sehen, welches die Abgrenzung erschwert. Dementsprechend wird die Note „3“ vergeben.

Abb. 65: Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand *schlecht* beurteilbar

Bei allen Abbildungen zu dieser Struktur ist stets die Bewertung mit *sehr gut* bzw. *gut* möglich. Demzufolge wird die Note „4“ nicht vergeben.

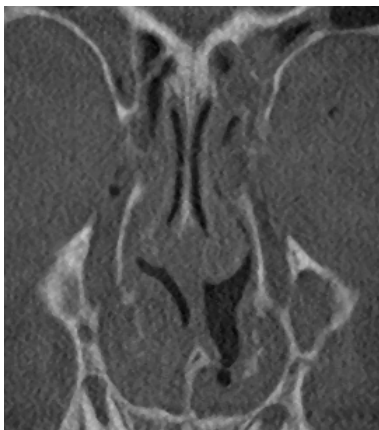
3.4.20 Nasenseptum

Zur Beurteilung des Nasenseptums wird die coronare Schnittebene im vorderen Nasendrittel analysiert.



Das Nasenseptum auf dem nebenstehenden Bild setzt sich sehr deutlich von seiner Umgebung ab. Sowohl der kraniale als auch der kaudale Teil sind scharf abgrenzbar. Zudem ist auch der knöcherne Anteil des Nasenseptums abgebildet. Dementsprechend erfolgt die Bewertung mit Note „1“ - *sehr gut* beurteilbar.

Abb. 66: Nasenseptum *sehr gut* beurteilbar



Die folgende Abbildung steht beispielhaft für eine *gute* Beurteilbarkeit des Nasenseptums. Der kraniale Teil des Nasenseptums ist deutlich zu verfolgen. Lediglich der mittlere Bereich und ein Teil des kaudalen Nasenseptums sind aufgrund der angrenzenden Nasenmuscheln nicht komplett zu unterscheiden.

Abb. 67: Nasenseptum *gut* beurteilbar



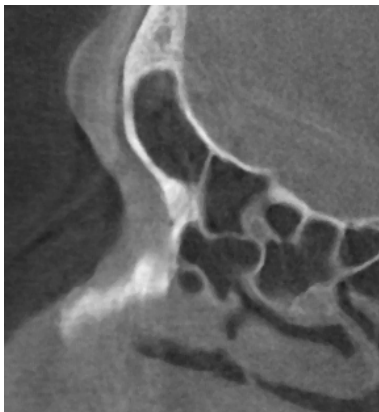
Die anschließende Abbildung des Nasenseptums wird mit Note „3“ - *schlecht* beurteilbar - bewertet, da hier große Teile der lateralen Begrenzung der linken Seite nicht zu ihrer Umgebung abgrenzbar sind.

Abb. 68: Nasenseptum *schlecht* beurteilbar

Bei dieser Analyse kann das Nasenseptum in allen Fällen mit den Notenwerten „1“ bis „3“ beurteilt werden, sodass die Note „4“ hier nicht vergeben wird.

3.4.21 Pathologien der Stirnhöhle

Bei der Begutachtung der Bilder ist neben der Beurteilung der anatomischen Strukturen auch auf Pathologien der Nasennebenhöhlen zu achten. Hierfür wird eine Bewertungsskala mit den Notenkategorien von „0“ bis „2“ festgelegt. Dabei steht der Wert „0“ für Abbildungen *ohne pathologischen Befund (o.p.B.)*, d.h. die Nasennebenhöhle ist frei von Verschattungen. Die Kategorie „1“ zeigt *partielle Verschattungen* (ca. 50 % der Nasennebenhöhle) und die Kategorie „2“ eine *komplette Verschattung* der Nasennebenhöhle. Im Folgenden ist jeweils ein Beispielbild für jede Kategorie aufgeführt.



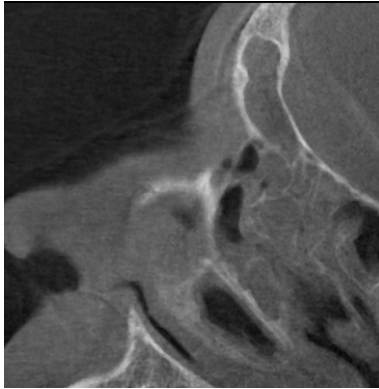
Die nebenstehende Abbildung zeigt ein Beispiel der Stirnhöhle ohne jegliche Pathologie, sodass hier die Einteilung in die Kategorie „0“ - *o.p.B.* - erfolgt.

Abb. 69: Stirnhöhle *o.p.B.*



Diese Abbildung stellt die Stirnhöhle mit einer *partiellen* Verschattung der Stirnhöhle dar (Kategorie „1“).

Abb. 70: *Partielle* Verschattung der Stirnhöhle

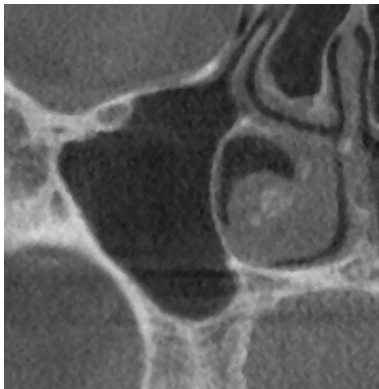


In diesem Beispiel ist die Stirnhöhle *vollständig* verschattet - Kategorie „2“.

Abb. 71: *Vollständige* Verschattung der Stirnhöhle

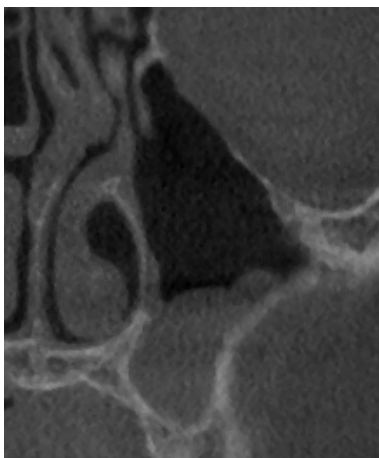
3.4.22 Pathologien der Kieferhöhle

Die Pathologie der Kieferhöhlen ist ebenso von Bedeutung. Ihre Einschätzung folgt analog der Nasennebenhöhlen- und Stirnhöhlenbewertung: Bei *keiner* Verschattung der Kieferhöhle wird die Kategorie „0“ (*o.p.B.*) *vergeben*; bei *partieller* Verschattung die Kategorie „1“ und bei *vollständiger* Verschattung die Kategorie „2“.



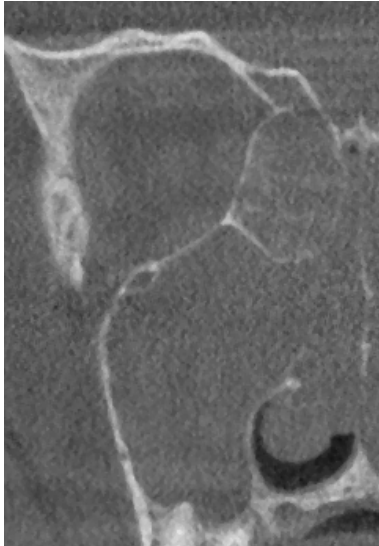
Das nebenstehende Bild zeigt den Sinus maxillaris, welcher frei von jeglicher Verschattung ist. Die knöcherne Begrenzung lässt sich vollständig verfolgen. Daraus resultiert die Zuordnung der Kategorie „0“ - *o.p.B.*.

Abb. 72: Sinus maxillaris *o.p.B.*



Die linke Kieferhöhle auf dieser Abbildung ist *partiell* verschattet. Die Verschattungen liegen im kaudalen Teil der Kieferhöhle, sodass die Einteilung in die Kategorie „1“ erfolgt.

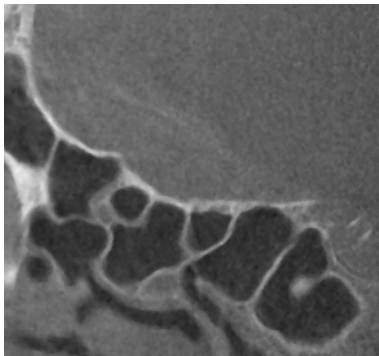
Abb. 73: Sinus maxillaris *partiell* verschattet



Die nächste Abbildung stellt eine *vollständige* Verschattung der rechten Kieferhöhle dar, sodass das Bild der Kategorie „2“ zugeordnet wird.

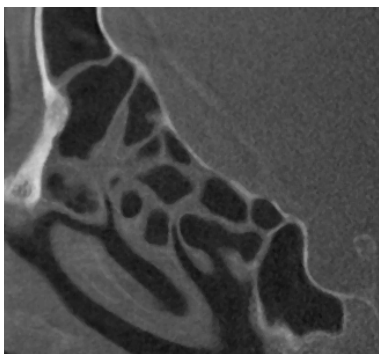
Abb. 74: Sinus maxillaris *vollständig* verschattet

3.4.23 Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores



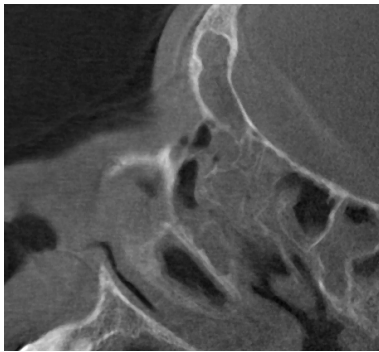
Auf dem folgenden Bild sind die Cellulae ethmoidales frei von Verschattungen dargestellt. Das Bild wird der Kategorie „0“ zugeteilt, da sich die Cellulae ethmoidales *ohne pathologischen Befund* zeigen (*o.p.B.*).

Abb. 75: Cellulae ethmoidales anteriores *o.p.B.*



Diese Abbildung stellt die Cellulae ethmoidales dar, die teilweise verschattet sind. Jedoch zeigt sich ein Großteil der Zellen frei von Verschattungen. Demzufolge steht das Bild beispielhaft für die Kategorie „1“ - *partiell* verschattet.

Abb. 76: Cellulae ethmoidales anteriores *partiell* verschattet

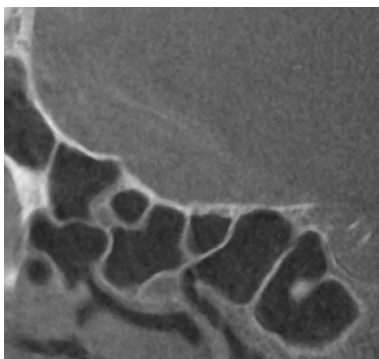


Eine *vollständige* Verschattung der vorderen Siebbeinzellen ist in der nebenstehenden Abbildung zu erkennen. Alle vorderen Siebbeinzellen zeigen eine vollständige Verschattung. Hieraus resultiert die Einteilung in die Kategorie „2“.

Abb.77: Cellulae ethmoidales anteriores *vollständig* verschattet

3.4.24 Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores

Die folgenden Bilder zeigen die hinteren Siebbeinzellen *ohne* Verschattung (*o.p.B.*), mit *partieller* Verschattung sowie mit *vollständiger* Verschattung.



In der saggitale Schnittenebene sind die Cellulae ethmoidales posteriores ohne jegliche Verschattung zu sehen, sodass das Bild in die Kategorie „0“ eingeteilt wird.

Abb. 78: Cellulae ethmoidales posteriores *o.p.B.*



Dieses Bild zeigt die Cellulae ethmoidales posteriores in der coronaren Schnittenebene. Hier ist deutlich eine Verschattung der hinteren Siebbeinzellen zu erkennen, weshalb das Bild in die Kategorie „1“ eingeteilt wird.

Abb. 79: Cellulae ethmoidales posteriores *partiell* verschattet

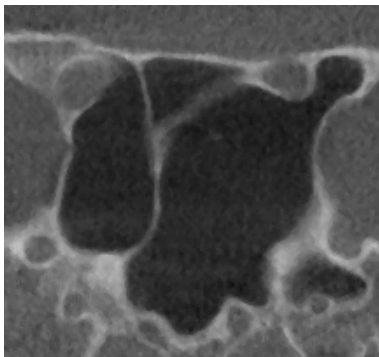


Das letzte Beispielbild weist Siebbeinzellen nach, welche vollständig verschattet sind. Allein die knöchernen Begrenzungen der Zellen geben Rückschluss auf die Begrenzung der hinteren Siebbeinzellen. Die Einteilung erfolgt hier in die Kategorie „2“ - *vollständig verschattet*.

Abb. 80: Cellulae ethmoidales posteriores *vollständig* verschattet

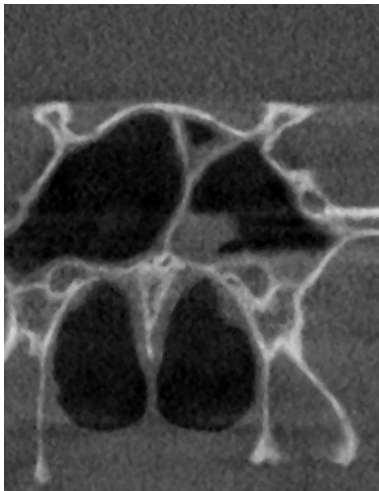
3.4.25 Pathologien des Sinus sphenoidalis

Als letztes Kriterium der Datenanalyse wird auf die Pathologien der Sinus sphenoidalis eingegangen.



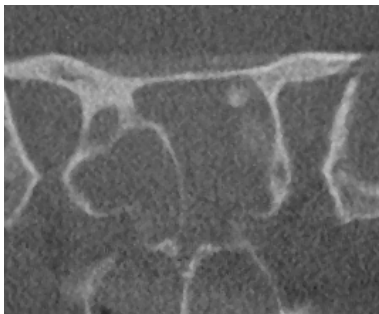
Die Keilbeinhöhle zeigt sich auf diesem Bild *ohne pathologischen Befund*. Da die Keilbeinhöhle *keine* Verschattung aufweist, wurde sie der Kategorie „0“ (*o.p.B.*) zugeordnet.

Abb. 81: Sinus sphenoidalis *o.p.B.*



Diese Abbildung stellt ebenfalls die Keilbeinhöhle in der coronaren Schnittebene dar. V.a. der kaudale Teil der linken Keilbeinhöhle weist Verschattungen auf, sodass der Sinus sphenoidalis hier beispielhaft für die Kategorie „1“ steht.

Abb. 82: Sinus sphenoidalis *partiell* verschattet



Auf dem nebenstehenden Bild ist die Keilbeinhöhle gleichermaßen in der coronaren Schnittebene zu sehen. Durch die vollständige Verschattung der Keilbeinhöhle ist die Begrenzung lediglich durch die knöchernen Strukturen gegeben. Hieraus resultiert die Einteilung in die Kategorie „2“. Der Sinus sphenoidalis zeigt sich pathologisch *vollständig* verschattet.

Abb.83: Sinus sphenoidalis *vollständig* verschattet

3.5 Vorgehensweise zur Ergebnisauswertung

3.5.1 Statistische Auswertung anhand der 17 anatomischen Parameter

Nachdem die Bewertung und Kategorisierung der Schnittbilder abgeschlossen ist, wird nun die Vorgehensweise zur statistischen Auswertung festgelegt. Diese wird mit Hilfe des Statistikprogramms „IBM SPSS Statistics® - Version 17.0“ durchgeführt. Um feststellen zu können, welchen Einfluss die Veränderung der DVT-Röhrenparameter auf die Bildqualität hat, muss zunächst die Häufigkeitsverteilung der Notenwerte für alle anatomischen Parameter der Gruppe 1 und Gruppe 2, sowohl für die linke als auch für die rechte Gesichtshälfte untersucht werden. Die Häufigkeitsverteilung wird jeweils ermittelt für:

- alle Patienten der Gruppe 1 und Gruppe 2
- die männlichen Patienten der Gruppe 1 und Gruppe 2 (geschlechtergetrennter Vergleich)
- die weiblichen Patienten der Gruppe 1 und Gruppe 2 (geschlechtergetrennter Vergleich)

Gruppe 1 vs. Gruppe 2	
männliche u. weiblich Patienten der Gruppe 1	männliche u. weiblich Patienten der Gruppe 2
alle 17 anatomischen Parameter	alle 17 anatomischen Parameter
rechte Gesichtshälfte	rechte Gesichtshälfte
linke Gesichtshälfte	linke Gesichtshälfte

Tabelle 3: Häufigkeitsverteilung der Notenwerte : Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - alle Patienten

Gruppe 1 vs. Gruppe 2	
männliche Patienten der Gruppe 1	männliche Patienten der Gruppe 2
alle 17 anatomischen Parameter	alle 17 anatomischen Parameter
rechte Gesichtshälfte	rechte Gesichtshälfte
linke Gesichtshälfte	linke Gesichtshälfte

Tabelle 4: Häufigkeitsverteilung der Notenwerte: Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - männliche Patienten

Gruppe 1 vs. Gruppe 2	
weibliche Patienten der Gruppe 1	weiblich Patienten der Gruppe 2
alle 17 anatomischen Paramater	alle 17 anatomischen Paramater
rechte Gesichtshälfte	rechte Gesichtshälfte
linke Gesichtshälfte	linke Gesichtshälfte

Tabelle 5: Häufigkeitsverteilung der Notenwerte: Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - weibliche Patienten

3.5.2 Berechnung des Mittelwertes für die einzelnen Bilddatensätze

Durch Aufsummierung aller Einzelnoten (Note 1 bis 4), die nach den oben genannten Kriterien ermittelt und vergeben werden, erhält man bei bestmöglicher Bildbeurteilung die Summe 33 – dies entspricht der Schulnote 1. Bei ungünstigster Beurteilung gibt die Summe der Noten den Wert 132 - dies entspricht der Schulnote 4. Um die Bildqualität der jeweiligen Schädelaufnahmen zu bewerten, wird für jeden Bilddatensatz ein Mittelwert gebildet, der sich aus der Summe der Notenwerte - geteilt durch ihre Anzahl errechnet. Daraus kann Folgendes abgeleitet werden: je niedriger der Durchschnittswert ausfällt, desto höher ist die Bildqualität.

3.5.3 Berechnung des allgemeinen Mittelwertes beide Gruppen

Um die gruppen- bzw. die geschlechtergetrennten Vergleiche durchführen zu können, wird nun ein Gesamt-Mittelwert (im Folgenden als „Mittelwert gesamt“ bezeichnet) für die folgenden Gruppen bestimmt:

- für Gruppe 1 sowie für Gruppe 2 mit allen Patienten
- für Gruppe 1 sowie für Gruppe 2 nur die männlichen Patienten
- für Gruppe 1 sowie für Gruppe 2 nur die weiblichen Patienten

Die Errechnung der „Mittelwerte gesamt“ ermöglicht nun direkte Vergleiche beider Gruppen insgesamt sowie die der männlichen und weiblichen Geschlechter. Die Ergebnisse dieser Vergleiche werden im folgenden Kapitel aufgeführt.

Eine Festlegung der Signifikanzlevel erfolgt anhand der Auswertung der statistischen Ergebnisse. Das Signifikanzniveau ist auf das Erreichen von sinnvollen und verwertbaren Ergebnissen ausgerichtet. Es wird geprüft, ob ein allgemeines Signifikanzniveau von 0,05 – also 5% - auskömmlich ist. Zur Analyse von eventuellen

Abhängigkeiten der Parameter untereinander wird jeweils der Chi-Quadrat Test durchgeführt.

3.5.4 Selektiver Mittelwert

Um die Beurteilbarkeit der Bildqualität zu präzisieren, wird der oben genannte Mittelwert mittels Selektion und Ausschluss jener anatomischen Strukturen, welche nach den statistischen Auswertungen offensichtlich keine signifikanten Einflüsse auf die Ergebnisse haben, erneut berechnet. In der nachstehenden Aufzählung sind diejenigen anatomischen Parameter aufgeführt, welche bei der Berechnung der selektiven Durchschnittswerte sicher ausgeschlossen werden können:

- Lamina papyracea auf der Schnittebene der A. ethmoidalis anterior -
- Knöcherne Begrenzung des N. opticus
- Canalis nervus vidianus
- Foramen rotundum
- Tränennasenweg
- Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand

Durch Aufsummierung der Einzelnoten aller übrigen anatomischen Parameter erhält man bei bestmöglicher Bildbeurteilung in diesem Fall 21 Punkte (entspricht der Schulnote 1) und bei ungünstigster Beurteilung 120 Punkte (entspricht der Schulnote 4). Damit diese selektierten Einzelwerte und Mittelwerte beider Gruppen und Geschlechter, jeweils für beide Gesichtshälften miteinander verglichen werden können, wird für die Ermittlung des „selektierten Mittelwertes gesamt“ nach der gleichen Methode verfahren wie im vorangegangenen Kapitel.

3.5.5 Statistische Auswertung unter Berücksichtigung von Pathologien

Neben der Analyse und Beurteilung der Bildqualität der oben genannten anatomischen Parameter soll auch der Einfluss von Pathologien der Nasennebenhöhlen und des osteomeatalen Überganges auf die Bildqualität betrachtet und nach dem Prinzip des Lund-Mackay-Score eingeteilt werden. Hierbei erfolgt die Beurteilung der Nasennebenhöhlen mit der Einteilung in die Kategorie „0“ für Abbildungen *ohne pathologischen Befund (o.p.B.)*, d.h. die Aufnahme der Nasennebenhöhle ist frei von jeglicher Verschattung. Die Kategorie „1“ steht für *partielle* Verschattung (ca. 50 % der

Nasennebenhöhle) und die Kategorie „2“ für eine *komplette* Verschattung der Nasennebenhöhle. Sowohl die Häufigkeitsverteilungen als auch die Berechnung der einzelnen Mittelwerte und der Mittelwerte gesamt für beide Gruppen und Geschlechter sowie für beide Gesichtshälften erfolgt nach der Gleichen Vorgehensweise, wie in den beiden vorangegangenen Kapiteln.

3.5.6 Korrelationen

Nach den oben erläuterten Berechnungen der Mittelwerte sollen nun die Abhängigkeiten (Korrelationen) zwischen den Mittelwerten gesamt der Gruppe 1 bzw. Gruppe 2 miteinander verglichen werden. Möglich ist hier eine Beeinflussung der Bildqualität durch eventuelle pathologische Einflüsse. Die Evaluation erfolgt wieder anhand der Erkennbarkeit der 17 anatomischen Parameter. Zusätzlich zu diesem Vergleich soll auch eine mögliche Korrelation zwischen dem selektierten Mittelwert gesamt und dem Lund-Mackay-Score geprüft werden.

3.5.7 Bonferroni-Korrektur – Anpassung des Signifikanzniveaus

Werden bei statistischen Auswertungen mehrfache Signifikanztests mit den gleichen Testwerten durchgeführt, so ist die Berechnung eines neuen korrigierten Signifikanzwertes nach Bonferroni notwendig (Bonferroni-Korrektur). Dadurch soll vermieden werden, dass möglicherweise ein einzelnes Testergebnis auf eine statistische Signifikanz hinweist, obwohl dieses nach dem vorher festgelegten Signifikanzniveau (häufig 0,05 \rightarrow 5 %) im Falle von mehreren durchgeführten Tests ggf. keine Signifikanz aufweisen würde. Bei der Berechnung des korrigierten Signifikanzwertes wird der Wert des Alphaniveaus durch die Anzahl der angewendeten Tests geteilt. Nach dieser Anpassung werden nun die p-Werte, die unter dem neu ermittelten Signifikanzwert liegen, als statistisch signifikant gewertet.

Die in dieser Untersuchung durchgeführten Signifikanztests richten sich jedoch auf zwei Gruppen, deren Eigenschaften jeweils undefiniert sind. Die einzige Bedingung für ihre Auswahl war die Erkrankung an einer chronischen Sinusitis. Der Auswahl der Datensätze ging keine weitere spezielle Selektion voraus. Es ergibt sich daher keine sinnvolle Möglichkeit, anhand der bei diesen Untersuchungen durchgeführten Tests ein korrigiertes Signifikanzniveau zu errechnen. Würden hier die Tests zur Bildqualitätsbestimmung nach den anatomischen Parametern verwendet, würde sich nach der Differenz des Signifikanzniveaus durch die Anzahl der durchgeführten Tests

ein so kleines korrigiertes Signifikanzlevel ergeben, dass keine Auswertung mehr auf eine Signifikanz hinweisen würde. Um die Ergebnisberechnungen und ihre Diskussion im Folgenden verständlich zu halten, gilt der Grundsatz, dass das Verfahren zur Berechnung eines korrigierten Signifikanzniveaus im Einzelnen nicht angewendet wird.

4 Ergebnisse

4.1 Mittelwerte nach Alter und Geschlecht der Probandengruppen

In dieser Studie wurden die Bilddatensätze von insgesamt 340 Patienten untersucht. Die vorliegenden DVT-Schnittbilder des Gesichtsschädels wurden im Zeitraum von Januar 2010 bis Juni 2013 in der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde der Philipps-Universität Marburg aufgenommen. Die erste Untersuchungsphase fand zwischen Januar 2010 und Januar 2011 statt. Während dieser Zeit wurden 170 Bild-Datensätze nach den damaligen Standardwerten der DVT-Röhrenparameter gewonnen.

Die zweite Erhebung fand im Zeitraum von September 2012 bis Juni 2013 statt. Hier wurden 170 Schnittbilder mit den neuen Standardeinstellungen der DVT-Röhrenparameter ausgewertet. Die Indikation der Bildgebung von Nase und Nasennebenhöhlen mittels DVT erfolgte im Rahmen der Diagnostik von chronischer Rhinosinusitis.

Aufgrund von unvollständigen Abbildungen aller relevanten anatomischen Strukturen bzw. Abbildungen mit zu kleinen Untersuchungsvolumina wurden in Gruppe 1 die Bilddatensätze von fünf Patienten und in Gruppe 2 die Bilddatensätze von 19 Patienten ausgeschlossen. Somit standen für die weitere Analysen insgesamt 316 Datensätze zur Verfügung.

In Gruppe 1 befanden sich demzufolge 165 Patienten (98 männliche und 67 weibliche) im Alter von 9 bis 82 Jahren. In Gruppe 2 waren es 151 Patienten im Alter von 4 bis 82 Jahren. 100 Personen dieser Gruppe waren weiblich, die restlichen 51 Personen männlich.

Zum Zeitpunkt der Untersuchung lag das Durchschnittsalter in Gruppe 1 bei $42 \pm 17,27$ Jahren, in Gruppe 2 bei $38 \pm 17,10$ Jahren. Bei den weiblichen Patienten der Gruppe 1 (Alter: 9 bis 80 Jahre) lag das Durchschnittsalter bei 45 Jahren $\pm 16,83$, bei den männlichen Patienten dieser Gruppe (Alter: 13 bis 82 Jahre) bei 40 Jahren $\pm 17,32$. Bei den Frauen der Gruppe 2 (Alter: 4 bis 82 Jahre) lag das Durchschnittsalter bei 40 Jahren $\pm 17,37$ bei den Männern dieser Gruppe (Alter: 9 bis 71 Jahren) bei 34 Jahren $\pm 16,04$.

	Patienten	Gruppe 1	Gruppe 2
gesamt:	Anzahl	165	151
	Max Alter	82	82
	Min Alter	9	4
	Durchschnittsalter	42	38
männlich:	Anzahl	98	51
	Max Alter	82	71
	Min Alter	13	9
	Durchschnittsalter	40	34
weiblich:	Anzahl	67	100
	Max Alter	80	82
	Min Alter	9	4
	Durchschnittsalter	45	40

Tabelle 6: Beschreibung der Patientengruppen

4.2 Messergebnisse der Röhrenparameter -

4.2.1 für die Patienten der Gruppe 1 und 2 - allgemein

Bei der ersten Untersuchungsgruppe (Gruppe 1) rotierte der C-Arm des Röntgengerätes für 17,5 s und 360° um den Kopf des Patienten. Die Stromstärke lag zwischen 3 mA und 8 mA. Dadurch ergab sich ein Mittelwert von $5,29 \text{ mA} \pm 1,25 \text{ mA}$. Die Röhrenspannung lag zwischen 80 kV und 90 kV mit einem Mittelwert von $88,24 \text{ kV} \pm 3,39 \text{ kV}$. Für die Einstellung des FOV wurde die Zylinderhöhe auf 10 cm und der Durchmesser auf 10 cm eingestellt, sodass sich ein CTDI-Wert (Computed Tomography Dose Index = applizierte Dosis) zwischen 4,20 mGy und 9,60 mGy ergab. Der Mittelwert lag hier bei $6,60 \text{ mGy} \pm 0,97 \text{ mGy}$.

Bei der zweiten Untersuchungsgruppe (Gruppe 2) rotierte der C-Arm bei einer Stromstärke zwischen 3 mA und 5 mA (Mittelwert: $3,93 \text{ mA} \pm 0,36 \text{ mA}$) und einer Röhrenspannung zwischen 84 kV und 90 kV (Mittelwert: $85,49 \text{ kV} \pm 0,99 \text{ kV}$) für 9 s und 180° um den Kopf des Patienten. Daraus resultierte ein CTDI-Wert zwischen 1,70 mGy und 3,70 mGy. Es ergab sich ein Mittelwert von $2,87 \text{ mGy} \pm 0,33 \text{ mGy}$.

DVT-Röhrenparameter		Gruppe 1	Gruppe 2
Zylinder-	höhe	10 cm	10 cm
	durchmesser	10 cm	14 cm
Schicht-	dicke	0,5 - 1,2 mm	1,2 mm
	intervall	0,5 - 0,6 mm	0,6 mm
Rotation	Rotationswinkel	360°	180°
	Röntgenzeit	17,5 s	9 s

Tabelle 7: DVT-Röhrenparameter

Allgemeiner Vergleich - Gruppe 1 zu Gruppe 2			
DVT-Röhrenparameter		Gruppe 1	Gruppe 2
Spannung	Min	80 kV	84 kV
	Max	90 kV	90 kV
	Mittelwert	88,24 kV	85,51 kV
	Standardabweichung	$\pm 3,39$ kV	$\pm 1,01$ kV
	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	
Strom	Min	3 mA	
	Max	8 mA	3 mA
	Mittelwert	5,29 mA	8 mA
	Standardabweichung	$\pm 1,25$ mA	3,96 mA
	T-Wert	12,65	$\pm 0,49$ kV
CTDI	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	
	Min	4,2 mGy	
	Max	9,6 mGy	1,7 mGy
	Mittelwert	6,64 mGy	3,7 mGy
	Standardabweichung	$\pm 0,97$ mGy	2,88 mGy
	T-Wert	46,91	$\pm 0,33$ mGy
	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	

Tabelle 8: Gegenüberstellung der DVT-Röhrenparameter – Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - allgemein

4.2.2 für die männlichen Patienten der Gruppe 1 und 2

Bei der ersten Untersuchungsgruppe (Gruppe 1 - männliche Patienten) rotierte der C-Arm des Röntgengerätes für 17,5 s und 360° um den Kopf des Patienten. Die Stromstärke lag zwischen 3 mA und 8 mA. Dadurch ergab sich ein Mittelwert von 5,28 mA \pm 1,26 mA. Die Röhrenspannung lag zwischen 80 kV und 90 kV mit einem Mittelwert von 88,37 kV \pm 3,4 kV. Für die Einstellung des FOV wurde die Zylinderhöhe auf 10 cm und der Durchmesser auf 10 cm eingestellt, sodass sich ein CTDI-Wert zwischen 4,20 mGy und 9,60 mGy ergab. Der Mittelwert lag hier bei 6,69 mGy \pm 0,98 mGy.

Bei der zweiten Untersuchungsgruppe (Gruppe 2 – männliche Patienten) rotierte der C-Arm bei einer Stromstärke zwischen 3 mA und 5 mA (Mittelwert: 3,94 mA \pm 0,35 mA) und einer Röhrenspannung zwischen 84 kV und 90 kV (Mittelwert: 85,63 kV \pm 0,99 kV) für 9 s und 180° um den Kopf des Patienten. Daraus resultierte ein CTDI-Wert zwischen 1,80 mGy und 3,70 mGy. Es ergab sich ein Mittelwert von 2,86 mGy \pm 0,32 mGy.

Vergleich männliche Patienten - Gruppe 1 zu Gruppe 2			
DVT-Röhrenparameter		Gruppe 1	Gruppe 2
Spannung	Min	80 kV	84 kV
	Max	90 kV	90 kV
	Mittelwert	88,37 kV	85,63 kV
	Standardabweichung	$\pm 3,4$ kV	$\pm 0,99$ kV
	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	
Strom	Min	3 mA	
	Max	8 mA	3 mA
	Mittelwert	5,28 mA	5 mA
	Standardabweichung	$\pm 1,26$ mA	3,94 mA
	T-Wert	9,83	$\pm 0,35$ kV
CTDI	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	
	Min	4,20 mGy	
	Max	9,60 mGy	1,80 mGy
	Mittelwert	6,69 mGy	3,70 mGy
	Standardabweichung	$\pm 0,98$ mGy	2,86 mGy
	T-Wert	35,25	$\pm 0,32$ mGy
	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	

Tabelle 9: Gegenüberstellung der DVT-Röhrenparameter – Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - männliche Patienten

4.2.3 für die weiblichen Patienten der Gruppe 1 und 2

Bei der ersten Untersuchungsgruppe (Gruppe 1- weibliche Patienten) rotierte der C-Arm des Röntgengerätes für 17,5 s und 360° um den Kopf des Patienten. Die Stromstärke lag zwischen 3 mA und 8 mA. Dadurch ergab sich ein Mittelwert von 5,29 mA \pm 1,26 mA. Die Röhrenspannung lag zwischen 80 kV und 90 kV mit einem Mittelwert von 88,04 kV \pm 3,90 kV. Für die Einstellung des FOV wurde die Zylinderhöhe auf 10 cm und der Durchmesser auf 10 cm eingestellt, sodass sich ein CTDI-Wert zwischen 4,20 mGy und 9,61 mGy ergab. Der Mittelwert lag hier bei 6,57 mGy \pm 0,99 mGy.

Bei der zweiten Untersuchungsgruppe (Gruppe 2 – weibliche Patienten) rotierte der C-Arm für 9 s und 180° bei einer Stromstärke zwischen 3 mA und 8 mA (Mittelwert: 3,97 mA \pm 0,49 mA) um den Kopf des Patienten. Die Röhrenspannung lag zwischen 84 kV und 90 kV (Mittelwert: 85,45 kV \pm 1,01 kV). Daraus resultierte ein CTDI-Wert zwischen 1,7 mGy und 3,7 mGy. Es ergab sich demnach ein Mittelwert von 2,89 mGy \pm 0,33 mGy.

Vergleich weibliche Patienten - Gruppe 1 zu Gruppe 2			
DVT-Röhrenparameter		Gruppe 1	Gruppe 2
Spannung	Min	80 kV	84 kV
	Max	90 kV	90 kV
	Mittelwert	88,04 kV	85,45 kV
	Standardabweichung	± 3,9 kV	± 1,01 kV
	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	
Strom	Min	3 mA	
	Max	8 mA	3 mA
	Mittelwert	5,29 mA	8 mA
	Standardabweichung	± 1,26 mA	3,97 mA
	T-Wert	8,17	± 0,49 kV
CTDI	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	
	Min	4,2 mA	
	Max	9,1 mA	1,7 mGy
	Mittelwert	6,57 mGy	3,7 mGy
	Standardabweichung	± 0,99 mGy	2,89 mGy
	T-Wert	29,35	± 0,33 mGy
	Signifikanzwert p	0,001 < 0,05	

Tabelle 10: Gegenüberstellung der DVT-Röhrenparameter – Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - weibliche Patienten

4.3 Häufigkeitsverteilungen

4.3.1 Laterale Begrenzung der rechten Kieferhöhle

Bei der Beurteilung der lateralen Begrenzung der rechten Kieferhöhle wurden in Gruppe 1 zwei Bilder aufgrund einer nicht vollständig abgebildeten Begrenzung der rechten Kieferhöhle und einer unklaren Raumforderung der rechten Wange ausgeschlossen, sodass sich hieraus eine Gesamtanzahl von 163 Bildern ergab. In Gruppe 2 wurden 151 Bilder hinsichtlich der Beurteilung der rechten lateralen Kieferhöhle untersucht. In der unten stehenden Tabelle sind die Ergebnisse der Beurteilung dargestellt.

Laterale Begrenzung der Kieferhöhle - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1*	127	77,9	Gruppe 2	1	121	80,1
	2**	26	16		2	24	15,9
	3***	10	6,1		3	6	4
	4****	0	0		4	0	0
	Gesamt	163	100		Gesamt	151	100

* sehr gut beurteilbar; ** gut beurteilbar; *** schlecht beurteilbar; **** Beurteilung nicht möglich

Tabelle 11: Häufigkeitsverteilung laterale Begrenzung der Kieferhöhle - rechts -

In Gruppe 1 konnten 163 Bilder bzgl. der rechten lateralen Kieferhöhle untersucht werden. Davon wurden 127 (77,9 %) der Bilder mit *sehr gut* (Note „1“), 26 (16 %) der Bilder mit *gut* (Note „2“), und 10 (6,1 %) der Bilder mit *schlecht* beurteilbar (Note „3“) gewertet. In Gruppe 2 zeigten sich folgende Ergebnisse: Von insgesamt 151 Bildern erfolgte die Beurteilung der rechten lateralen Kieferhöhle mit *sehr gut* (Note „1“) bei 121 (80,1 %) Bildern, mit *gut* (Note „2“) bei 24 (15,9 %) Bildern und mit *schlecht* beurteilbar (Note „3“) bei 6 (4,0 %) Bildern.

Um die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen in der Bildbeurteilung darzustellen, wurde für jeden anatomischen Parameter der Chi-Quadrat Test durchgeführt. In diesem Fall konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 in der Beurteilung der lateralen Begrenzung der rechten Kieferhöhle festgestellt werden ($p = 0,681 > 0,05$).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	0,768 ^a	2	0,681
Likelihood Ratio	0,777	2	0,678
Linear-by-Linear Association	0,508	1	0,476
N of Valid Cases	314		

Tabelle 12: Chi-Square-Test - rechts - laterale Begrenzung der Kieferhöhle

4.3.2 Laterale Begrenzung der linken Kieferhöhle

Bei der Beurteilung der Bilder konnten in Gruppe 1 und 2 alle 165 bzw. 151 Bilder in Bezug auf die laterale Begrenzung der linken Kieferhöhle ausgewertet werden. Die Ergebnisse für die Beurteilbarkeit der lateralen Begrenzung der linken Kieferhöhle sind in folgender Tabelle aufgeführt.

Laterale Begrenzung der Kieferhöhle - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1*	134	81,2	Gruppe 2	1	122	80,8
	2**	25	15,2		2	22	14,6
	3***	6	3,6		3	7	4,6
	4****	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

* sehr gut beurteilbar; ** gut beurteilbar; *** schlecht beurteilbar; **** Beurteilung nicht möglich

Tabelle 13: Häufigkeitsverteilung laterale Begrenzung der Kieferhöhle - links -

Die laterale Begrenzung der Kieferhöhle links war in Gruppe 1 bei 134 Fällen (81,2 %) und in Gruppe 2 bei 122 Fällen (80,8 %) *sehr gut* (Note „1“) beurteilbar. Die Note „2“ *gut* beurteilbar wurde in Gruppe 1 in 25 Fällen (15,2 %) und in Gruppe 2 in 22 Fällen (14,6 %) vergeben. Für insgesamt sechs Bilder (3,6 %) der Gruppe 1 bzw. sieben Bilder (4,6 %) der Gruppe 2 wurde die Note „3“ zugeteilt. Die Note „4“ Beurteilung *nicht möglich* wurde bei der gesamten Bildanalyse nicht vergeben.

Zudem konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 hinsichtlich der Beurteilung der linken lateralen Kieferhöhle festgestellt werden ($p = 0,900$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	,211 ^a	2	0,900
Likelihood Ratio	0,211	2	0,900
Linear-by-Linear Association	0,061	1	0,805
N of Valid Cases	316		

Tabelle 14: Chi-Square-Test - links - laterale Begrenzung der Kieferhöhle

Die laterale Begrenzung der Kieferhöhle links und rechts war in beiden Gruppen stets *sehr gut* bis *gut* beurteilbar.

4.3.3 Processus uncinatus rechts

Auf Grund von Voroperationen (Z.n. Uncinektomie) wurden in Gruppe 1 fünf Datensätze und in Gruppe 2 ein Datensatz ausgeschlossen, sodass für die Evaluation des Processus uncinatus rechts bei der Gruppe 1 160 Datensätze und in Gruppe 2 151 Datensätze zur Verfügung standen.

Processus uncinatus - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	113	70,6	Gruppe 2	1	105	70
	2	28	17,5		2	14	9,3
	3	18	11,3		3	21	14,0
	4	1	0,6		4	10	6,7
	Gesamt	160	100		Gesamt	151	100

Tabelle 15: Häufigkeitsverteilung Processus uncinatus - rechts -

Von den 160 evaluierten rechten Processus uncinati der Gruppe 1 waren 113 (70,6 %) *sehr gut* beurteilbar, 28 (17,5 %) *gut* beurteilbar und 18 (11,3 %) *schlecht* beurteilbar. Bei einem Processus uncinatus (0,6 %) war die Beurteilung *nicht möglich*. In Gruppe 2 ergaben sich aus 151 evaluierten Bildern jeweils 105 (70 %) Bilder mit der Note *sehr gut*, 14 (9,3 %) mit *gut*, sowie 21 (14,0 %) die mit *schlecht* zu beurteilen waren. Bei zehn Datensätzen (6,7 %) war eine Beurteilung *nicht möglich*.

Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 in Bezug auf die Evaluation des rechten Processus uncinatus (p 0,007) festgestellt werden (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	12,245 ^a	3	0,007
Likelihood Ratio	13,506	3	0,004
Linear-by-Linear Association	2,581	1	0,108
N of Valid Cases	310		

Tabelle 16: Chi-Square-Test - rechts - Processus uncinatus

Im Allgemeinen kann gesagt werden, dass die Beurteilung des rechten Processus uncinatus bei beiden Gruppen größtenteils mit *gut* bis *sehr gut* möglich war.

4.3.4 Processus uncinatus links

Bei der Evaluation des linken Processus uncinatus wurden in Gruppe 1 fünf Datensätze und in Gruppe 2 ein Datensatz ebenso aufgrund von Voroperationen (Z.n. Uncinektomie) ausgeschlossen, sodass die Beurteilung dieser Struktur in Gruppe 1 auf

der Basis von 160 und in Gruppe 2 auf der Basis von 151 Datensätzen erfolgte. Ergebnisse der Bewertungen des Processus uncinatus links befinden sich in nachfolgender Tabelle.

Processus uncinatus - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	101	63,1	Gruppe 2	1	96	64,2
	2	32	20,0		2	19	12,7
	3	25	15,6		3	25	16,7
	4	2	1,3		4	10	6,7
	Gesamt	160	100		Gesamt	151	100

Tabelle 17: Häufigkeitsverteilung Processus uncinatus - links -

Eine Anzahl von 101 (63,1 %) der linken Processus uncinati war *sehr gut* beurteilbar, 32 (20,0 %) *gut* und 25 (15,6 %) *schlecht* beurteilbar. In zwei Fällen (1,3 %) des linken Processus uncinati war eine Beurteilung *nicht möglich*. In Gruppe 2 zeigten sich folgende Ergebnisse: 96 (64,2 %) der linken Processus uncinati konnten mit *sehr gut*, 19 (12,7 %) mit *gut* und 25 (16,7 %) mit *schlecht* bewertet werden. Bei 10 (6,7 %) Bildern war eine Beurteilung *nicht möglich*.

Es konnte zudem ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 in Bezug auf die Evaluation des linken Processus uncinatus ($p\ 0,037$) festgestellt werden (siehe nachfolgende Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	8,460 ^a	3	0,037
Likelihood Ratio	8,977	3	0,030
Linear-by-Linear Association	1,176	1	0,278
N of Valid Cases	310		

Tabelle 18: Chi-Square-Test - links - Processus uncinatus

Auch hier gilt, dass die Beurteilung des linken Processus uncinatus bei beiden Gruppen größtenteils mit *gut* bis *sehr gut* möglich war.

4.3.5 Os turbinale rechts

Bei der Beurteilung des rechten Os turbinale wurde eine Aufnahme aufgrund einer unklaren Raumforderung rechts ausgeschlossen, somit standen 164 Datensätze der Gruppe 1 und 151 Datensätze der Gruppe 2 zur Verfügung. Folgende Ergebnisse lieferte die Evaluation des Os turbinale rechts (siehe Tabelle).

Os turbinale - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	145	88,4	Gruppe 2	1	130	86,1
	2	11	6,7		2	12	7,9
	3	6	3,7		3	7	4,6
	4	2	1,2		4	2	1,3
	Gesamt	164	100		Gesamt	151	100

Tabelle 19: Häufigkeitsverteilung Os turbinale - rechts -

In 145 Fällen (88,4 %) der Gruppe 1 war das Os turbinale rechts *sehr gut*, in 11 Fällen (6,7 %) *gut*, in sechs Fällen (3,7 %) *schlecht* beurteilbar. In zwei Fällen (1,3 %) war eine Beurteilung des Os turbinale rechts *nicht möglich*. Innerhalb der Gruppe 2 war das Os turbinale rechts in 130 Fällen (86,1 %) *sehr gut*, in 12 Fällen (7,9 %) *gut* und in sieben Fällen (4,6 %) *schlecht* beurteilbar. *Nicht möglich* war die Beurteilung des Os turbinale rechts in zwei Fällen (1,3 %).

Außerdem konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe 1 und Gruppe 2 in der Evaluation des rechten Os turbinale nachgewiesen werden ($p = 0,940$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	,403 ^a	3	0,940
Likelihood Ratio	0,402	3	0,940
Linear-by-Linear Association	0,306	1	0,580
N of Valid Cases	315		

Tabelle 20: Chi-Square-Test - rechts - Os turbinale

4.3.6 Os turbinale links

Die Evaluation des linken Os turbinale hat die folgenden Ergebnisse geliefert (siehe Tabelle). Aufgrund einer Voroperation der linken Nasenmuschel wurde bei Gruppe 1 ein Datensatz ausgeschlossen.

Os turbinale - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	143	87,2	Gruppe 2	1	131	86,8
	2	12	7,3		2	12	7,9
	3	8	4,9		3	6	4,0
	4	1	0,6		4	2	1,3
	Gesamt	164	100		Gesamt	151	100

Tabelle 21: Häufigkeitsverteilung Os turbinale - links -

Von 164 Bildern der Gruppe 1 waren 143 (87,2 %) *sehr gut*, 12 (7,3 %) *gut* und acht *schlecht* (4,9 %) beurteilbar. Bei einem der Bilder (0,6 %) war die Beurteilung des Os turbinale links *nicht möglich*. Innerhalb der Gruppe 2 waren 131 Bilder (86,8 %) *sehr gut*, 12 (7,9 %) *gut* und sechs (4,0 %) *schlecht* beurteilbar. Bei zwei Bildern (1,3 %) war eine Beurteilung dieser Struktur *nicht möglich*.

Der ermittelte p-Wert von 0,894 zeigt, dass es keinen Unterschied zwischen den beiden Gruppen bzgl. der Evaluation des Os turbinale links gibt.

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	,609 ^a	3	0,894
Likelihood Ratio	0,616	3	0,893
Linear-by-Linear Association	0,024	1	0,876
N of Valid Cases	315		

Tabelle 22: Chi-Square-Test - links - Os turbinale

Sowohl das rechte als auch das linke Os turbinale war bei der gesamten Analyse der Bilder überwiegend *sehr gut* zu beurteilen.

4.3.7 Knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis rechts

Nervus infraorbitalis - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	90	54,5	Gruppe 2	1	95	62,9
	2	56	33,9		2	44	29,1
	3	18	10,9		3	12	7,9
	4	1	0,6		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 23: Häufigkeitsverteilung Nervus infraorbitalis - rechts -

Bei der Analyse von 165 Datensätzen in Gruppe 1 wurden insgesamt 90 (54,5 %) mit *sehr gut* beurteilt, 56 (33,9 %) mit *gut* und 18 (10,9 %) mit *schlecht*. Bei einem Datensatz (0,6 %) war die Beurteilung des Nervus infraorbitalis *nicht möglich*. In Gruppe 2 wurden von 151 Datensätzen 95 (62,9 %) als *sehr gut*, 44 (29,1 %) als *gut* und 12 (7,9 %) als *schlecht* klassifiziert. Die Note „4“ - eine Beurteilung des Nervus infraorbitalis rechts ist *nicht möglich* - wurde während der Analyse nicht vergeben.

Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bei der Beurteilung des rechten Nervus infraorbitalis festgestellt werden (p 0,367).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	3,161 ^a	3	0,367
Likelihood Ratio	3,553	3	0,314
Linear-by-Linear Association	2,696	1	0,101
N of Valid Cases	316		

Tabelle 24: Chi-Square-Test - rechts - Nervus infraorbitalis

4.3.8 Knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis links

Bei der Evaluation des linken Nervus infraorbitalis zeigten sich folgende Ergebnisse (siehe Tabelle).

Nervus infraorbitalis - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	90	54,5	Gruppe 2	1	83	55,0
	2	51	30,9		2	46	30,5
	3	24	14,5		3	22	14,6
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 25: Häufigkeitsverteilung Nervus infraorbitalis - links -

90 (54,5 %) von insgesamt 165 Datensätzen der linken Nervi infraorbitalis der Gruppe 1 waren *sehr gut*, 51 (30,9 %) *gut* und 24 (14,5 %) *schlecht* beurteilbar. In Gruppe 2 war der N. infraorbitalis bei 83 (55,0 %) von insgesamt 151 Datensätzen *sehr gut* beurteilbar, bei 46 (30,5 %) *gut* und bei 22 (14,6 %) *schlecht* beurteilbar.

Zudem konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen bzgl. der Beurteilung des linken N. infraorbitalis nachgewiesen werden (p 0,996).

Demzufolge kann die Beurteilbarkeit des N. infraorbitalis in beiden Gruppen als *sehr gut* bis *gut* zusammengefasst werden.

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	0,008 ^a	2	0,996
Likelihood Ratio	0,008	2	0,996
Linear-by-Linear Association	0,002	1	0,961
N of Valid Cases	316		

Tabelle 26: Chi-Square-Test - links - Nervus infraorbitalis

4.3.9 Arteria ethmoidalis anterior rechts

Arteria ethmoidalis anterior - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	138	83,6	Gruppe 2	1	137	90,7
	2	18	10,9		2	13	8,6
	3	7	4,2		3	1	0,7
	4	2	1,2		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 27: Häufigkeitsverteilung Arteria ethmoidalis anterior - rechts -

In Gruppe 1 wurde die Arteria ethmoidalis anterior der rechten Gesichtshälfte bei insgesamt 165 Datensätzen auf 138 Bildern (83,6 %) mit *sehr gut* bewertet. 18 Arterien (10,9 %) waren *gut*, sieben (4,2 %) *schlecht* zu erkennen. Auf zwei Bildern war eine Beurteilung *nicht möglich*. In Gruppe 2 war die Arteria ethmoidalis anterior bei 137 (90,7 %) von 151 Bildern *sehr gut* beurteilbar. Auf 13 Bildern (8,6 %) wurden die Arterien als *gut* beurteilbar eingestuft, auf einem Bild (0,7 %) war eine Beurteilung *nicht möglich*.

Ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 konnte in Bezug auf die Beurteilung der rechten A. ethmoidalis anterior nicht nachgewiesen werden (p 0,082).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	6,703 ^a	3	0,082
Likelihood Ratio	8,028	3	0,045
Linear-by-Linear Association	5,907	1	0,015
N of Valid Cases	316		

Tabelle 28: Chi-Square-Test - rechts -Arteria ethmoidalis anterior

4.3.10 Arteria ethmoidalis anterior links

Arteria ethmoidalis anterior - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	140	84,8	Gruppe 2	1	138	91,4
	2	20	12,1		2	12	7,9
	3	5	3		3	1	0,7
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 29: Häufigkeitsverteilungen Arteria ethmoidalis anterior - links -

Auf der linken Gesichtshälfte ergaben sich bei Gruppe 1 folgende Ergebnisse: Auf 140 (84,8 %) von 165 Bildern war die Arteria ethmoidalis anterior *sehr gut*, auf 20 Bildern (12,1 %) *gut* und auf fünf Bildern (3,0 %) *schlecht* beurteilbar. In Gruppe 2 wurde in 138 Fällen (91,4 %) die Arteria ethmoidalis anterior mit *sehr gut*, in 12 Fällen (7,9 %) mit *gut* und in einem Fall (0,7 %) mit *schlecht* (Note „3“) bewertet.

Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 festgestellt werden ($p = 0,131$).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	4,069 ^a	2	0,131
Likelihood Ratio	4,326	2	0,115
Linear-by-Linear Association	3,954	1	0,047
N of Valid Cases	316		

Tabelle 30: Chi-Square-Test - links - Arteria ethmoidalis anterior

Sowohl die rechte als auch die linke A. ethmoidalis anterior war stets *sehr gut* bis *gut* beurteilbar.

4.3.11 Lamina papyracea rechts, Schnittebene des Proc. uncinatus

Lamina papyracea (Proc. uncinatus) - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	137	83,0	Gruppe 2	1	139	92,1
	2	17	10,3		2	9	6,0
	3	11	6,7		3	3	2,0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 31: Häufigkeitsverteilung Lamina papyracea, Schnittebene des Proc. uncinatus - rechts -

Die Ergebnisse der Tabelle zeigten bei Gruppe 1 eine Anzahl von 165 Datensätzen. Von den Bildern wurden insgesamt 137 (83 %) als *sehr gut*, 17 (10,3 %) als *gut* und 11 (6,7 %) als *schlecht* beurteilbar gewertet. Bei der Gruppe 2 wurden von insgesamt 151 Datensätzen 139 (92,1 %) mit *sehr gut*, 9 (6,0 %) mit *gut* und 3 (2,0 %) mit *schlecht* beurteilt.

Mit einem p-Wert von 0,042 konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bei der Evaluation der rechten Lamina papyracea auf der Schnittebene des Processus uncinatus gezeigt werden.

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	6,440 ^a	2	0,040
Likelihood Ratio	6,756	2	0,034
Linear-by-Linear Association	6,408	1	0,011
N of Valid Cases	316		

Tabelle 32: Chi-Square-Test - rechts - Lamina papyracea (Proc. uncinatus)

4.3.12 Lamina papyracea rechts, Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

Zudem wurde die rechte Lamina papyracea auf der Schnittebene der Arteria ethmoidalis anterior untersucht. Hierbei ergaben sich folgende Häufigkeitsverteilungen (siehe Tabelle).

Lamina papyracea (A. ethmoidalis) - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	158	95,8	Gruppe 2	1	146	96,7
	2	2	1,2		2	5	3,3
	3	5	3		3	0	0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 33: Häufigkeitsverteilung der Lamina papyracea - rechts - Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

Hier ist zu erkennen, dass die Lamina papyracea auf der Schnittebene der A. ethmoidalis anterior in Gruppe 1 bei 158 (95,8 %) von insgesamt 165 Datensätzen *sehr gut*, bei zwei (1,2 %) Datensätzen *gut* und bei fünf (3,0 %) Datensätzen *schlecht* beurteilbar war. In Gruppe 2 zeigte sich die Lamina papyracea in 146 (96,7 %) von insgesamt 151 Datensätzen als *sehr gut* und in fünf Fällen (3,3 %) als *gut* beurteilbar.

Es konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bezüglich der Beurteilung der Lamina papyracea auf Schnittebene der A. ethmoidalis anterior auf der rechten Seite festgestellt werden (p 0,46).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	6,151 ^a	2	0,46
Likelihood Ratio	8,113	2	0,17
Linear-by-Linear Association	1,494	1	0,222
N of Valid Cases	316		

Tabelle 34: Chi-Square- Test - rechts - Lamina papyracea, Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

4.3.13 Lamina papyracea links, Schnittebene des Proc. uncinatus

Die Evaluation der linken Lamina papyracea auf Schnittebene des Processus uncinatus ergab folgende Beurteilungen (siehe Tabelle).

Lamina papyracea (Proc. uncinatus) - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	146	88,5	Gruppe 2	1	142	94
	2	13	7,9		2	7	4,6
	3	6	3,6		3	2	1,3
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 35: Häufigkeitsverteilung Lamina papyracea - links - Schnittebene des Proc. uncinatus

Von 165 Datensätzen wurde die Lamina papyracea in 146 Fällen (88,5 %) mit *sehr gut*, in 13 Fällen (7,9 %) mit *gut* und in sechs Fällen (3,6 %) mit *schlecht* bewertet. In Gruppe 2 waren aus 151 Bildern 142 Bilder (94 %) *sehr gut*, sieben (4,6 %) *gut* und zwei (1,3 %) *schlecht* beurteilbar.

Ein signifikanter Unterschied in der Beurteilbarkeit der linken Lamina papyracea auf der Schnittebene des Processus uncinatus zwischen den verglichenen Gruppen 1 und 2 konnte nicht festgestellt werden (p 0,198) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	3,242 ^a	2	0,198
Likelihood Ratio	3,256	2	0,187
Linear-by-Linear Association	3,209	1	0,073
N of Valid Cases	316		

Tabelle 36: Chi-Square-Test - links - Lamina papyracea Schnittebene des Proc. uncinatus

4.3.14 Lamina papyracea links, Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

Lamina papyracea (A. ethmoidalis anterior) - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	156	94,5	Gruppe 2	1	147	97,4
	2	4	2,4		2	2	1,3
	3	5	3		3	2	1,3
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 37: Häufigkeitsverteilung der Lamina papyracea - links - Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

Die Evaluation der Lamina papyracea links auf der Schnittebene der Arteria ethmoidalis anterior erfolgte in Gruppe 1 aus 165 Datensätzen und in Gruppe 2 aus 151 Bildern. Von insgesamt 165 Bildern der Gruppe 1 wurden 156 (94,5 %) bei der Evaluation der linken Lamina papyracea mit *sehr gut*, vier (2,4 %) mit *gut* und fünf (3,0 %) mit *schlecht* bewertet. In Gruppe 2 ergaben sich bei der Analyse 147 Bilder (97,4 %), die *sehr gut* beurteilbar, zwei (1,3 %), die *gut* und zwei andere (1,3 %), die *schlecht* beurteilbar waren.

Ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 hinsichtlich der Evaluation der linken Lamina papyracea auf Schnittebene der A. ethmoidalis anterior konnte nicht nachgewiesen werden (p 0,449) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	1,603 ^a	2	0,449
Likelihood Ratio	1,655	2	0,437
Linear-by-Linear Association	1,544	1	0,214
N of Valid Cases	316		

Tabelle 38: Chi-Square-Test - links - Lamina papyracea Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

Insgesamt kann festgehalten werden, dass sowohl die rechte als auch die linke Lamina papyracea stets *sehr gut* bis *gut* zu beurteilen waren.

4.3.15 Lamina lateralis der Fossa olfactoria rechts

Lamina lateralis der Fossa olfactoria - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	139	84,2	Gruppe 2	1	139	92,1
	2	17	10,3		2	6	4,0
	3	9	5,5		3	6	4,0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 39: Häufigkeitsverteilung Lamina lateralis der Fossa olfactoria - rechts -

Die Evaluation der rechten Lamina lateralis der Fossa olfactoria erfolgte bei der Gruppe 1 aus 165 und bei der Gruppe 2 aus 151 Datensätzen. Darunter wurde die Lamina lateralis rechts in Gruppe 1 139-mal (84,2 %) mit Note „1“, 17-mal (10,3 %) mit der Note „2“ und neun-mal (5,5 %) mit der Note „3“ bewertet. In Gruppe 2 war die Lamina lateralis rechts in 139 Fällen (92,1 %) *sehr gut* und in sechs Fällen (4,0 %) *schlecht* beurteilbar.

Ein Unterschied in der Evaluation der rechten Lamina lateralis der Fossa olfactoria der beiden Gruppen konnte nicht nachgewiesen werden (p 0,072) (siehe Tabelle Chi-Square-Test).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	5,251 ^a	2	0,072
Likelihood Ratio	5,466	2	0,065
Linear-by-Linear Association	2,893	1	0,089
N of Valid Cases	316		

Tabelle 40: Chi-Square-Test - rechts- Lamina lateralis Fossa olfactoria

4.3.16 Lamina lateralis der Fossa olfactoria links

Lamina lateralis der Fossa olfactoria - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	146	88,5	Gruppe 2	1	141	93,4
	2	16	9,7		2	7	4,6
	3	3	1,8		3	3	2,0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 41: Häufigkeitsverteilung Lamina lateralis der Fossa olfactoria - links -

In Gruppe 1 wurde die linke Lamina lateralis der Fossa olfactoria bei 146 von 165 Datensätzen (88,5 %) mit *sehr gut*, bei 16 Datensätzen (9,7 %) mit *gut* und bei drei (1,8 %) mit *schlecht* beurteilt. In Gruppe 2 wurden von 151 Bildern 141 (93,4 %) als *sehr gut*, sieben (4,6 %) als *gut* und drei (2,0 %) als *schlecht* beurteilbar beschrieben.

Ein p-Wert von 0,224 zeigt, dass es keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Beurteilung der linken Lamina lateralis der Gruppe 1 und Gruppe 2 gibt (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	2,994 ^a	2	0,224
Likelihood Ratio	3,084	2	0,214
Linear-by-Linear Association	1,285	1	0,257
N of Valid Cases	316		

Tabelle 42: Chi-Square-Test - links - Lamina lateralis der Fossa olfactoria

Die Lamina lateralis der Fossa olfactoria konnte sowohl auf der linken als auch auf der rechten Seite in Gruppe 1 und Gruppe 2 stets mit *sehr gut* beurteilt werden.

4.3.17 Lamina cribrosa rechts

Die Analyse der rechten Lamina cribrosa ist in folgender Tabelle dargestellt.

Lamina cribrosa - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	83	50,3	Gruppe 2	1	111	73,5
	2	50	30,3		2	26	17,2
	3	28	17		3	14	9,3
	4	4	2,4		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 43: Häufigkeitsverteilung der Lamina cribrosa - rechts -

In Gruppe 1 wurde die rechte Lamina cribrosa auf der Basis von 165 Datensätzen in 83 Fällen (50,3 %) mit *sehr gut*, in 50 Fällen (30,3 %) mit *gut* und in 28 Fällen (17 %) mit *schlecht* bewertet. Die Note „4“ (Beurteilung *nicht möglich*) wurde in vier Fällen (2,4 %) vergeben. In Gruppe 2 wurde die Lamina cribrosa rechts folgendermaßen beurteilt: Bei insgesamt 151 Bildern wurde 111-mal (73,5 %) die Note „1“, 26-mal (17,2 %) die Note „2“ und 14-mal (9,3 %) die Note „3“ vergeben.

Es konnte ein Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bzgl. der Beurteilbarkeit der rechten Lamina cribrosa nachgewiesen werden ($p < 0,000$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	19,705 ^a	3	0,000
Likelihood Ratio	21,448	3	0,000
Linear-by-Linear Association	17,034	1	0,000
N of Valid Cases	316		

Tabelle 44: Chi-Square-Test - rechts - Lamina cribrosa

4.3.18 Lamina cribrosa links

Die Ergebnisse zur Häufigkeitsverteilung der Noten für die linke Lamina cribrosa können der folgenden Tabelle entnommen werden.

Lamina cribrosa - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	80	48,5	Gruppe 2	1	108	71,5
	2	39	23,6		2	31	20,5
	3	44	26,7		3	12	7,9
	4	2	1,2		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 45: Häufigkeitsverteilung Lamina cribrosa - links -

Die linke Lamina cribrosa wurde auf 80 (48,5 %) von 165 Bildern mit *sehr gut* bewertet. 39 der Bilder (23,6%) wurden als *gut* und 44 der Bilder (26,7 %) als *schlecht* beurteilbar klassifiziert. Die Note „4“ - eine Beurteilung der Lamina cribrosa ist *nicht möglich* - wurde in zwei Fällen (1,2 %) vergeben. In Gruppe 2 war die linke Lamina cribrosa auf 108 Bildern (71,5 %) *sehr gut*, auf 31 Bildern (20,5 %) *gut* und auf 12 Bildern (7,9 %) *schlecht* zu erkennen.

Auch auf der linken Seite konnte bei der Evaluation der Lamina cribrosa ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden ($p < 0,000$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	24,799 ^a	3	0,000
Likelihood Ratio	26,694	3	0,000
Linear-by-Linear Association	24,223	1	0,000
N of Valid Cases	316		

Tabelle 46: Chi-Square-Test - links - Lamina cribrosa

Die Beurteilung der rechten und linken Lamina cribrosa war in Gruppe 1 überwiegend *gut* und in Gruppe 2 *sehr gut* möglich.

4.3.19 Arteria ethmoidalis posterior rechts

Folgende Noten wurden bei der Beurteilung der Arteria ethmoidalis posterior vergeben (siehe Tabelle).

Arteria ethmoidalis posterior - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	110	66,7	Gruppe 2	1	114	75,5
	2	26	15,8		2	19	12,6
	3	19	11,5		3	12	7,9
	4	10	6,1		4	6	4,0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 47: Häufigkeitsverteilung Arteria ethmoidalis posterior - rechts -

Bei 110 (66,7 %) von 165 Datensätzen wurde die rechte A. ethmoidalis posterior in der Gruppe 1 mit *sehr gut* bewertet. Auf 26 Bildern (15,8 %) wurde sie mit *gut*, auf 19 Bildern (11,5 %) mit *schlecht* beurteilt. Im Falle von zehn Datensätzen (6,1 %) war eine Beurteilung der A. ethmoidalis posterior *nicht möglich*. In Gruppe 2 erfolgte die Beurteilung der rechten A. ethmoidalis bei insgesamt 114 (75,5 %) von 151 Datensätzen mit *sehr gut*. In 19 Fällen (12,6 %) wurde die Note „2“, in 12 Fällen (7,9 %) die Note „3“ und in sechs Fällen (4,0 %) die Note „4“ vergeben.

Ein signifikanter Unterschied in der Beurteilung der A. ethmoidalis posterior rechts konnte nicht nachgewiesen werden (p 0,372).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	3,127 ^a	3	0,372
Likelihood Ratio	3,149	3	0,369
Linear-by-Linear Association	2,878	1	0,090
N of Valid Cases	316		

Tabelle 48: Chi-Square-Test - rechts - Arteria ethmoidalis posterior

4.3.20 Arteria ethmoidalis posterior links

In der aufgeführten Tabelle ist die Häufigkeitsverteilung der Noten für die zu bewertende linke Arteria ethmoidalis posterior dargestellt.

Arteria ethmoidalis posterior - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	114	69,1	Gruppe 2	1	113	74,8
	2	26	15,8		2	21	13,9
	3	14	8,5		3	15	9,9
	4	11	6,7		4	2	1,3
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 49: Häufigkeitsverteilung Arteria ethmoidalis posterior - links -

Bei der Evaluation der linken A. ethmoidalis posterior wurde in Gruppe 1 bei 165 Bildern 114-mal (69,1 %) Note „1“, 26-mal (15,8 %) Note „2“, 14-mal (8,5 %) Note „3“ und 11-mal (6,7 %) Note „4“ vergeben. In Gruppe 2 wurden von 151 Bildern 113 Bilder (74,8 %) mit *sehr gut*, 21 Bilder (13,9 %) mit *gut* sowie 15 Bilder (9,9 %) mit *schlecht* bewertet. Auf zwei Bildern (1,3 %) war die Beurteilung der A. ethmoidalis posterior *nicht möglich*.

Ein p-Wert von 0,108 zeigt, dass es keinen signifikanten Unterschied in der Beurteilung der linken A. ethmoidalis posterior zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 gibt.

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	6,193 ^a	3	0,103
Likelihood Ratio	6,681	3	0,078
Linear-by-Linear Association	2,599	1	0,107
N of Valid Cases	316		

Tabelle 50: Chi- Square-Test - links - Arteria ethmoidalis posterior

Sowohl die rechte als auch die linke Arteria ethmoidalis posterior zeigte sich in beiden Gruppen zusammengefasst als *sehr gut* beurteilbar.

4.3.21 Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus rechts

Die Analyse der knöchernen Begrenzung des rechten Nervus opticus in Gruppe 1 und 2 hat die folgende Häufigkeitsverteilung von Noten ergeben:

Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus- rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	154	93,3	Gruppe 2	1	148	98
	2	6	3,6		2	1	0,7
	3	5	3		3	2	1,3
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 51: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung des Nervus opticus - rechts -

In Gruppe 1 war die Evaluation der knöchernen Begrenzung des rechten Nervus opticus in 154 (93,3 %) von 165 Fällen *sehr gut*, in sechs Fällen (3,6 %) *gut* und in fünf Fällen (3,0 %) *schlecht* möglich. In Gruppe 2 erfolgte die Bewertung der knöchernen Begrenzung des Nervus opticus anhand von insgesamt 151 Datensätzen. 148-mal (98 %) wurde die Begrenzung des N. opticus mit *sehr gut*, einmal (0,7 %) mit *gut* und zweimal (1,3 %) mit *schlecht* bewertet.

Ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und 2 konnte in der Evaluation der knöchernen Begrenzung des Nervus opticus nicht nachgewiesen werden (p 0,113) (siehe Tabelle Chi-Square-Test).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	4,365 ^a	2	0,113
Likelihood Ratio	4,789	2	0,091
Linear-by-Linear Association	3,014	1	0,083
N of Valid Cases	316		

Tabelle 52: Chi-Square-Test - rechts - Nervus opticus

4.3.22 Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus links

Knöcherne Begrenzung Nervus opticus - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	152	93,3	Gruppe 2	1	147	97,4
	2	8	4,9		2	3	2
	3	3	1,8		3	1	0,7
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	164	100		Gesamt	151	100

Tabelle 53: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Nervus opticus - links -

Unter Ausschluss eines Bildes aufgrund einer inkompletten Aufnahme konnten in Gruppe 1 164 knöcherne Begrenzungen der linken Nervi optici untersucht werden. Davon waren 152 (93,3 %) *sehr gut*, acht (4,9 %) *gut* und drei (1,8 %) *schlecht* beurteilbar. In Gruppe 2 waren von insgesamt 151 untersuchten knöchernen Begrenzungen der linken Nervi optici 147 (97,4 %) *sehr gut* beurteilbar, drei (2,0 %) *gut* beurteilbar und eine (0,7 %) *schlecht* beurteilbar.

Der p-Wert von 0,239 macht deutlich, dass kein signifikanter Unterschied in der Beurteilung der knöchernen Begrenzung des linken Nervus opticus der Gruppe 1 und Gruppe 2 vorliegt (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	2,861 ^a	2	0,239
Likelihood Ratio	2,988	2	0,224
Linear-by-Linear Association	2,607	1	0,106
N of Valid Cases	315		

Tabelle 54: Chi-Square-Test - links - knöcherne Begrenzung Nervus opticus

Zusammengefasst lässt sich die knöcherne Begrenzung des Nervus opticus sowohl auf der rechten als auch auf der linken Seite als stets *sehr gut* beurteilbar beschreiben.

4.3.23 Canalis nervus vidianus rechts

Für die Evaluation des rechten Canalis nervus vidianus standen in Gruppe 1 165 und in Gruppe 2 151 Datensätze zur Verfügung. Die Ergebnisse sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Canalis nervus vidianus - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	157	95,2	Gruppe 2	1	147	97,4
	2	3	1,8		2	4	2,6
	3	4	2,4		3	0	0
	4	1	0,6		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 55: Häufigkeitsverteilung Canalis nervus vidianus - rechts -

In Gruppe 1 waren von den evaluierten Canales nervi vidiani 157 (95,2 %) *sehr gut*, drei (1,8 %) *gut* und vier (2,4 %) *schlecht* beurteilbar. Bei einem Datensatz (0,6 %) war die Beurteilung des Canalis nervus vidianus *nicht möglich*. In Gruppe 2 waren 147 (97,4 %) von den zu bewertenden Canales nervi vidiani *sehr gut* und vier (2,6 %) *gut* beurteilbar.

Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 in der Beurteilung des rechten Canalis nervus vidianus festgestellt werden ($p = 0,182$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	4,861 ^a	3	0,182
Likelihood Ratio	6,783	3	0,079
Linear-by-Linear Association	2,731	1	0,098
N of Valid Cases	316		

Tabelle 56: Chi-Square-Test - rechts - Canalis nervus vidianus

4.3.24 Canalis nervus vidianus links

Von 165 Datensätzen wurde in Gruppe 1 ein Datensatz aufgrund einer inkompletten Aufnahme ausgeschlossen, sodass 164 Bilder zur Evaluation des linken Canalis nervus

vidianus zur Verfügung standen. In Gruppe 2 waren es 151 Bilder. Die Ergebnisse sind in der nachstehenden Tabelle aufgeführt.

Canalis nervus vidianus - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	153	93,3	Gruppe 2	1	146	96,7
	2	4	2,4		2	4	2,6
	3	6	3,7		3	1	0,6
	4	1	0,6		4	0	0
	Gesamt	164	100		Gesamt	151	100

Tabelle 57: Häufigkeitsverteilung Canalis nervus vidianus - links -

Von den 164 beurteilten Canales nervi vidiani der Gruppe 1 wurden 153 Strukturen (93,3 %) mit *sehr gut*, vier (2,4 %) mit *gut*, sechs (3,7 %) mit *schlecht* beurteilt. Auf einem Bild (0,6 %) war eine Beurteilung des Canalis nervus vidianus *nicht möglich*. Von den 151 evaluierten Canales nervi vidiani der Gruppe 2 waren 146 Bilder (96,7 %) mit *sehr gut*, vier (2,6 %) der Bilder mit *gut*, und ein Bild (0,6 %) mit *schlecht* beurteilbar.

Zudem konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen bzgl. der Evaluation des rechten Canalis nervus vidianus nachgewiesen werden ($p = 0,240$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	4,206 ^a	3	0,240
Likelihood Ratio	4,976	3	0,174
Linear-by-Linear Association	3,325	1	0,068
N of Valid Cases	315		

Tabelle 58: Chi-Square Test - links - Canalis nervus vidianus

Als Fazit kann gesagt werden, dass sowohl der rechte als auch der linke Canalis nervus vidianus in beiden Gruppen *sehr gut* zu beurteilen war.

4.3.25 Foramen rotundum rechts

Die Häufigkeitsverteilungen der Noten, die das rechte Foramen rotundum betreffen, sind in folgender Tabelle dargestellt.

Foramen rotundum- rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	158	95,8	Gruppe 2	1	150	99,3
	2	3	1,8		2	1	0,7
	3	4	2,4		3	0	0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 59: Häufigkeitsverteilung Foramen rotundum- rechts -

Auf 158 (95,8 %) von 165 Datensätzen war das Foramen rotundum der Gruppe 1 *sehr gut*, auf drei Datensätzen (1,8 %) *gut* beurteilbar. Dagegen waren vier (2,4 %) der Foramen rotundum *schlecht* beurteilbar. In Gruppe 2 waren 150 (99,3 %) der 151 analysierten Strukturen *sehr gut* und ein Foramen rotundum (0,7 %) *gut* zu erkennen.

Es konnte kein signifikanter Unterschied in der Beurteilung des rechten Foramen rotundums zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 festgestellt werden ($p = 0,100$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	4,597 ^a	2	0,100
Likelihood Ratio	6,179	2	0,046
Linear-by-Linear Association	4,581	1	0,032
N of Valid Cases	316		

Tabelle 60: Chi-Square-Test - rechts - Foramen rotundum

4.3.26 Foramen rotundum links

Aufgrund von einem zu kleinen Bildausschnitt wurde in Gruppe 1 ein Datensatz ausgeschlossen, sodass das linke Foramen rotundum auf 164 Bildern beurteilt worden ist. In Gruppe 2 wurden keine Bilder ausgeschlossen, sodass 151 Bilder für die Analyse

zur Verfügung standen. Die Beurteilungsergebnisse des linken Foramen rotundums sind in der nachstehenden Tabelle abgebildet.

Foramen rotundum- links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	156	95,1	Gruppe 2	1	147	97,4
	2	5	3		2	3	2
	3	3	1,8		3	1	0,7
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	164	100		Gesamt	151	100

Tabelle 61: Häufigkeitsverteilung Foramen rotundum - links -

Die Note „1“ wurde in 156 (95,1 %) von 164 Fällen der Gruppe 1 für die Beurteilung des linken Foramen rotundums vergeben. In fünf Fällen (3,0 %) war das linke Foramen rotundum *gut* beurteilbar und in drei Fällen (1,8 %) war es *schlecht* beurteilbar. In Gruppe 2 wurde die Note „1“ in 147 Fällen (97,4 %) vergeben. Auf drei Bildern (2,0 %) war das Foramen rotundum *gut* und auf einem Bild (0,7 %) *schlecht* evaluierbar.

Auch der Chi-Square-Test zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich der Beurteilung des rechten Foramen rotundums ($p = 0,540$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	1,233 ^a	2	0,540
Likelihood Ratio	1,283	2	0,527
Linear-by-Linear Association	1,228	1	0,268
N of Valid Cases	315		

Tabelle 62: Chi-Square-Test - links - Foramen rotundum

Demzufolge ist nicht nur das linke und rechte Foramen rotundum der Gruppe 1 stets als *sehr gut* zu beurteilen, sondern auch das linke und rechte Foramen rotundum der Gruppe 2.

4.3.27 Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea rechts

Neun Bilder wurden bei der Analyse der knöchernen Begrenzung des Canalis arteria carotidea aus Gruppe 1 nicht miteinbezogen. Gründe für den Ausschluss waren sechs inkomplette Aufnahmen des zu beurteilenden Bereiches. Demzufolge standen 156 Bilder zur Verfügung. In Gruppe 2 erfolgte die Auswertung mit insgesamt 151 Bildern. Die Ergebnisse der Evaluation sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	128	82,1	Gruppe 2	1	148	98
	2	21	13,5		2	2	1,3
	3	7	4,5		3	0	0
	4	0	0		4	1	0,7
	Gesamt	156	100		Gesamt	151	100

Tabelle 63: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea - rechts -

Sehr gut beurteilbar war die rechte knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea der Gruppe 1 auf 128 (82,1 %) von 158 Bildern. Auf 21 Bildern (13,5 %) war die Struktur *gut* und auf sieben Bildern (4,5 %) *schlecht* beurteilbar. Mit *sehr gut* wurden in Gruppe 2 148 (98 %) und mit *gut* zwei (1,3 %) Datensätze bewertet. Auf einem Bild (0,7 %) war eine Beurteilung der Struktur *nicht möglich*.

Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bei der Beurteilung der knöchernen Begrenzung des rechten Canalis arteria carotidea nachgewiesen werden (p 0,000) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	25,070 ^a	3	0,000
Likelihood Ratio	30,754	3	0,000
Linear-by-Linear Association	15,674	1	0,000
N of Valid Cases	307		

Tabelle 64: Chi-Square-Test - rechts - knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea

4.3.28 Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea links

Aufgrund von inkompletten Aufnahmen des zu beurteilenden Bereiches wurden in Gruppe 1 neun Bilder ausgeschlossen. Dementsprechend standen 156 Bilder für die Beurteilung der linken knöchernen Begrenzung des Canalis arteria carotidea zur Verfügung. In Gruppe 2 erfolgte die Evaluation anhand von 151 Datensätzen. Die Resultate der Beurteilungen können der nachfolgenden Tabelle entnommen werden.

Knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea- links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	131	84,0	Gruppe 2	1	145	96
	2	19	12,2		2	4	2,6
	3	4	2,6		3	1	0,7
	4	2	1,3		4	1	0,7
	Gesamt	156	100		Gesamt	151	100

Tabelle 65: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea - links -

131 der evaluierten Strukturen (84 %) aus der Gruppe 1 wurden mit Note „1“ bewertet. Bei 19 Bildern (12,2 %) wurde Note „2“, bei vier Bildern (2,6 %) Note „3“ und bei zwei Bildern (1,3 %) die Note „4“ vergeben. In Gruppe 2 war die linke knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea in 145 Fällen (96 %) *sehr gut* beurteilbar, in vier Fällen (2,6 %) *gut* beurteilbar und in drei Fällen (0,7 %) *schlecht* beurteilbar. Bei einem Bild (0,7 %) war die Beurteilung des Canalis arteria carotidea *nicht möglich*.

Mit einem p-Wert von 0,006 wurde ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bei der Evaluation der knöchernen Begrenzung des Canalis arteria carotidea festgestellt.

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	12,548 ^a	3	0,006
Likelihood Ratio	13,527	3	0,004
Linear-by-Linear Association	8,435	1	0,004
N of Valid Cases	307		

Tabelle 66: Chi-Square-Test - links - knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea

Die knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea links und rechts war in beiden Gruppen stets *sehr gut* bis *gut* zu beurteilen.

4.3.29 Tränennasengang rechts

Die Beurteilung des rechten Tränennasenganges erfolgte in Gruppe 1 mit 165 und in Gruppe 2 mit 151 Datensätzen (siehe Tabelle).

Tränennasengang - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	164	99,4	Gruppe 2	1	151	100
	2	1	0,6		2	0	0
	3	0	0		3	0	0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 67: Häufigkeitsverteilung Tränennasengang - rechts -

Bei 164 der bewerteten rechten Tränennasengänge (99,4 %) handelte es sich um eine *sehr gute* Beurteilbarkeit (Gruppe 1). Auf einem Bild (0,6 %) war die Beurteilung des rechten Tränennasenganges *gut* möglich. In Gruppe 2 waren alle 151 Datensätze (100 %) *sehr gut* analysierbar und wurden deshalb mit Note „1“ bewertet.

Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bei der Bewertung des rechten Tränennasenganges festgestellt werden ($p\ 0,338$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	,918 ^a	1	0,338
Likelihood Ratio	1,302	1	0,254
Linear-by-Linear Association	0,159	1	0,339
N of Valid Cases	316		

Tabelle 68: Chi-Square-Test - rechts - Tränennasengang

4.3.30 Tränennasengang links

Die Evaluation des linken Tränennasenganges erfolgte in Gruppe 1 anhand von 165 und in Gruppe 2 anhand von 151 Datensätzen. Die Ergebnisse sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tränennasengang - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	161	97,6	Gruppe 2	1	149	98,7
	2	4	2,4		2	2	1,3
	3	0	0		3	0	0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 69: Häufigkeitsverteilung Tränennasengang - links -

In Gruppe 1 konnten 165 Bilder bzgl. des linken Tränennasenganges untersucht werden. Davon wurden 161 Bilder (97,6 %) mit *sehr gut* (Note „1“) und vier Bilder (2,4 %) mit *gut* (Note „2“) bewertet. In Gruppe 2 zeigten sich folgende Ergebnisse: Für die insgesamt 151 zu bewertenden Bilder erfolgte die Beurteilung des linken Tränennasenganges bei 149 (98,7 %) mit *sehr gut*. Lediglich bei Bildern wurde die Note 2 (1,3 %) vergeben.

Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bzgl. der Bewertung des linken Tränennasenganges nachgewiesen werden ($p = 0,474$) (siehe Tabelle).

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	,512 ^a	1	0,474
Likelihood Ratio	0,524	1	0,469
Linear-by-Linear Association	0,510	1	0,475
N of Valid Cases	316		

Tabelle 70: Chi-Square-Test - links - Tränennasengang

Sowohl der rechte als auch der linke Tränennasengang waren bei der gesamten Analyse der Bilder überwiegend *sehr gut* beurteilbar.

4.3.31 Nasenseptum

Das Nasenseptum wurde in Gruppe 1 anhand von 165 Bildern und in Gruppe 2 anhand von 151 Bildern evaluiert (siehe Tabelle).

Nasenseptum							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	146	88,5	Gruppe 2	1	144	95,4
	2	16	9,7		2	1	0,7
	3	3	1,8		3	6	4,0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 71: Häufigkeitsverteilung Nasenseptum

146 (88,5 %) von 165 Datensätzen der Gruppe 1 waren bzgl. der Evaluation des Nasenseptums *sehr gut* beurteilbar. Auf 16 Bildern (9,7 %) war die Struktur *gut* zu erkennen, auf drei Bildern (1,8 %) konnte sie nur *schlecht* erkannt werden. In Gruppe 2 erfolgte die Bewertung in 144 Fällen mit *sehr gut* (95,4 %), in einem Fall mit *gut* (0,7 %) und in sechs Fällen mit *schlecht* (4,0 %).

Es konnte zudem ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 hinsichtlich der Beurteilung des Nasenseptums nachgewiesen werden ($p < 0,001$).

Chi-Square-Test			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	13,656 ^a	2	0,001
Likelihood Ratio	16,373	2	0,000
Linear-by-Linear Association	1,128	1	0,288
N of Valid Cases	316		

Tabelle 72: Chi-Square-Test Nasenseptum

Das Nasenseptum ließ sich überwiegend *sehr gut* bis *gut* abbilden.

4.3.32 Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand rechts

Die Evaluation der rechten knöchernen Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand erfolgte in Gruppe 1 aus einem Datensatz von 165 Bildern. In Gruppe 2 konnten insgesamt 147

Bilder untersucht werden. Aufgrund von Aplasien der Stirnhöhlen wurden vier Bilder der Gruppe 2 ausgeschlossen.

Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand - rechts -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	162	98,2	Gruppe 2	1	146	99,3
	2	1	0,6		2	1	0,7
	3	2	1,2		3	0	0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	147	100

Tabelle 73: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Stirnhöhlenhinterwand - rechts -

162 (98,2 %) der insgesamt 165 zu untersuchenden Bilder in Gruppe konnten mit *sehr gut* bewertet werden. Eine Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand (0,6 %) war *gut* und zwei (1,2 %) waren *schlecht* beurteilbar. In Gruppe 2 wurden 145 (99,3 %) Bilder mit *sehr gut* und eines (0,7 %) mit *gut* bewertet. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 in Bezug auf die Beurteilung der rechten knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand festgestellt werden ($p = 0,407$).

Chi-Square-Test - rechts -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	1,799 ^a	2	0,407
Likelihood Ratio	2,565	2	0,277
Linear-by-Linear Association	1,351	1	0,245
N of Valid Cases	312		

Tabelle 74: Chi-Square-Test - rechts - knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand

4.3.33 Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand links

In Gruppe 1 wurden 165 Bilder hinsichtlich der zu beurteilenden linken knöchernen Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand untersucht. In Gruppe 2 standen 149 Bilder zur Verfügung. Zwei Datensätze wurden aufgrund einer vorhandenen Aplasie der Stirnhöhle ausgeschlossen. In der unten stehenden Tabelle sind die Ergebnisse der Beurteilung dargestellt.

Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand - links -							
	Note	Häufigkeit	Prozent		Note	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	1	162	98,2	Gruppe 2	1	148	99,3
	2	3	1,8		2	1	0,7
	3	0	0		3	0	0
	4	0	0		4	0	0
	Gesamt	165	100		Gesamt	149	100

Tabelle 75: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Stirnhöhlenhinterwand -links -

Von den 165 evaluierten linken knöchernen Begrenzungen der Stirnhöhlenhinterwand in Gruppe 1 waren 162 (98,2 %) *sehr gut* und drei (1,8 %) *gut* erkennbar. Bei der Gruppe 2 ergaben sich aus 149 evaluierten Strukturen Häufigkeiten von 148 (99,3 %), welche mit *sehr gut* nachvollziehbaren Begrenzungen der Stirnhöhlenhinterwand evaluiert werden konnten. Auf einem Bild (0,7 %) war die Stirnhöhlenhinterwand *gut* zu erkennen.

Der p-Wert von 0,365 zeigt, dass kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen bzgl. der Bewertung der linken knöchernen Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand bestand.

Chi-Square-Test - links -			
	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	0,819 ^a	2	0,365
Likelihood Ratio	0,863	2	0,353
Linear-by-Linear Association	8,16	1	0,366
N of Valid Cases	314		

Tabelle 76: Chi-Square-Test - links - knöcherne Begrenzung Stirnhöhlenhinterwand

Demzufolge kann die Beurteilung der knöchernen Begrenzung der rechten und der linken Stirnhöhle in beiden Gruppen als *sehr gut* bis *gut* zusammengefasst werden.

4.4 Pathologien

4.4.1 Pathologien des osteomeatalen Überganges rechts

Neben der Betrachtung und Beurteilung der Bildqualität der oben genannten anatomischen Parameter wurden zudem Pathologien der Nasennebenhöhlen und des

osteomeatalen Überganges betrachtet und nach dem Lund-Mackay-Score eingeteilt. In der folgenden Tabelle sind Pathologien des osteomeatalen Überganges dargestellt (0* osteomeataler Übergang *frei* von Verschattung; 1** *partiell* verschlossen; 2*** osteomeataler Übergang *vollständig* verschlossen).

Pathologien des osteomeatalen Überganges - rechts -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0*	135	81,8	Gruppe 2	0*	116	76,8
	1**	1	0,6		1**	0	0
	2***	29	17,6		2***	35	23,2
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

0* *frei* von Verschattung; 1** *partiell* verschlossen; 2*** *vollständig* verschlossen

Tabelle 77: Häufigkeitsverteilung Pathologien des osteomeatalen Überganges - rechts -

Von insgesamt 165 untersuchten Datensätzen zeigte sich der rechte osteomeatale Übergang in Gruppe 1 auf 135 Bildern (81,8 %) *frei* von Verschattungen. Auf einem Bild (0,6 %) war der osteomeatale Übergang *partiell* verschlossen und auf 29 Bildern (17,6 %) *vollständig* verschlossen. In Gruppe 2 stellte sich der rechte osteomeatale Übergang folgendermaßen dar: Auf 116 der Bilder (76,8 %) war keine Verschattung in diesem Bereich zu erkennen und auf 35 Bildern (23,2 %) zeigte sich der Übergang *vollständig* verschlossen.

4.4.2 Pathologien des osteomeatalen Überganges links

Auf der linken Seite erfolgte die Untersuchung des osteomeatalen Überganges ebenfalls anhand von 165 Bildern in Gruppe 1. In Gruppe 2 waren es 151 Bilder. Die Beurteilungen nach dem Lund-Mackay-Score sind in folgender Tabelle wiedergegeben.

Pathologien des osteomeatalen Überganges - links -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	135	81,8	Gruppe 2	0	108	71,5
	1	2	1,2		1	0	0
	2	28	17		2	43	28,5
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 78: Häufigkeitsverteilung Pathologien des osteomeatalen Überganges - links -

Der linke osteomeatale Übergang zeigte sich in Gruppe 1 in 135 Fällen (81,8 %) *frei* von Verschattung, in zwei Fällen (1,2 %) *partiell* verschattet und in 28 Fällen (17 %) *vollständig* verschlossen. In Gruppe 2 war der osteomeatale Übergang auf 108 (71,5 %) von 151 Bildern *frei* von Verschattungen. Auf 43 Bildern (28,5 %) war eine *vollständige* Verschattung des Überganges zu erkennen.

4.4.3 Pathologien der Stirnhöhle rechts

Wie bereits beschrieben, wurden die Nasennebenhöhlen ebenfalls auf Pathologien untersucht. Nachfolgend sind die Pathologien der rechten Stirnhöhle tabellarisch dargestellt. In Gruppe 1 wurde ein Bilddatensatz und in Gruppe 2 drei Datensätze aufgrund einer Aplasie der Stirnhöhle ausgeschlossen.

Pathologien der Stirnhöhle - rechts -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0*	114	69,5	Gruppe 2	0*	109	73,6
	1**	48	29,3		1**	35	23,6
	2***	2	1,2		2***	4	2,7
	Gesamt	164	100		Gesamt	148	100

0* keine Verschattung; 1** partielle Verschattung; 2*** vollständige Verschattung

Tabelle 79: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Stirnhöhle - rechts -

In Gruppe 1 zeigten von insgesamt 164 Bildern 114 (69,5 %) *keine* Pathologien der rechten Stirnhöhle. Auf 48 Bildern (29,3 %) war die Stirnhöhle *partiell* verschattet. Eine *vollständige* Verschattung der gesamten rechten Stirnhöhle war auf zwei Bildern (1,2 %) zu erkennen. In Gruppe 2 zeigten 109 (73,6 %) von insgesamt 148 untersuchten Stirnhöhlen *keine* Verschattung. Davon waren 35 Stirnhöhlen (23,6 %) *partiell* und vier (2,7 %) *vollständig* verschattet.

4.4.4 Pathologien der Stirnhöhle links

Bei der Untersuchung der linken Stirnhöhle ergaben sich folgende Werte (siehe Tabelle). Infolge von Aplasien der Stirnhöhle wurden in Gruppe 2 zwei Bilder ausgeschlossen, sodass hier 149 von 151 Datensätzen zur Verfügung standen.

Pathologien der Stirnhöhle - links -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	115	69,7	Gruppe 2	0	105	70,5
	1	46	27,9		1	39	26,2
	2	4	2,4		2	5	3,4
	Gesamt	165	100		Gesamt	149	100

Tabelle 80: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Stirnhöhle - links -

In Gruppe 1 erfolgte die Analyse auf der Basis von 165 Datensätzen. Bei der Untersuchung der linken Stirnhöhle waren 115 Bilder (69,7 %) *frei* von Verschattung und 46 (27,9 %) *partiell* verschattet. Vier Darstellungen (2,4 %) zeigten eine *vollständig* verschattete linke Stirnhöhle. In Gruppe 2 zeigten sich folgende Ergebnisse: Ohne pathologischen Befund, d.h. *frei* von Verschattung zeigten sich 105 (70,5 %) Bilder. Eine *partielle* Verschattung war auf 39 Bildern (26,2 %) vorzufinden, eine *vollständige* Verschattung auf fünf Bildern (3,4 %).

4.4.5 Pathologien der Kieferhöhle rechts

Auch die Kieferhöhlen der rechten und der linken Seite wurden auf Pathologien der Nasennebenhöhlen untersucht. In Gruppe 1 erfolgte die Bewertung der rechten Kieferhöhle anhand von 165 Datensätzen und in Gruppe 2 anhand von 151 Bildern (siehe Tabelle).

Pathologien der Kieferhöhle - rechts -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	59	35,8	Gruppe 2	0	57	37,7
	1	100	60,6		1	84	55,6
	2	6	3,6		2	10	6,6
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 81: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Kieferhöhle - rechts -

Folgende Häufigkeiten von pathologischen Veränderungen der rechten Kieferhöhle ergaben sich in Gruppe 1: 59 (35,8 %) wiesen *keinerlei* Verschattung auf, 100 (60,6 %) Darstellungen waren *partiell* verschattet und auf sechs Bildern (3,6 %) stellte sich die rechte Kieferhöhle *vollständig* verschattet dar. In Gruppe 2 waren 57 rechte Darstellungen (37,7 %) *ohne* pathologischen Befund, 84 (55,6 %) zeigten eine *partielle*

Verschattung und auf zehn Bildern (6,6 %) erwies sich die rechte Kieferhöhle als *vollständig* verschattet.

4.4.6 Pathologien der Kieferhöhle links

Auf der linken Seite erfolgte die Beurteilung der Kieferhöhle nach dem Vorhandensein von Verschattungen basierend auf 165 Datensätzen in Gruppe 1 und basierend auf 151 Datensätzen in Gruppe 2 (siehe Tabelle).

Pathologien der Kieferhöhle - links -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	63	38,2	Gruppe 2	0	62	41,1
	1	97	58,8		1	78	51,7
	2	5	3,0		2	11	7,3
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 82: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Kieferhöhle - links -

Keine Verschattung der Kieferhöhle zeigten 63 (38,2 %) Aufnahmen der Gruppe 1. Eine *partielle* Verschattung war innerhalb derselben Gruppe auf 97 (58,8 %) Bildern zu erkennen und *vollständig* verschattet zeigten sich fünf (3,0 %) Darstellungen. In Gruppe 2 zeigten 62 (41,1 %) der linken Kieferhöhle *keine* Verschattung, 78 (51,7 %) waren *partiell* verschattet und Elf (7,3 %) Darstellungen wiesen eine *vollständig* Verschattung auf.

4.4.7 Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores rechts

In Gruppe 2 wurde ein Datensatz infolge einer Voroperation ausgeschlossen, sodass 149 Bilder für die Untersuchung auf Pathologien der rechten Cellulae ethmoidales anteriores verwendet werden konnten. In Gruppe 1 standen 165 Bilder zur Verfügung. Die Ergebnisse sind in folgender Tabelle dargestellt.

Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores - rechts -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	90	54,5	Gruppe 2	0	93	62,0
	1	69	41,8		1	45	30,0
	2	6	3,6		2	12	8,0
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 83: Häufigkeitsverteilung Pathologien Cellulae ethmoidales anteriores - rechts -

Einen Lund-Mackay-Score von „0“ (*frei* von Verschattung) zeigten 90 Bilder der untersuchten rechten Cellulae ethmoidales anteriores (54,5 %). Ein Score von „1“ (*partiell* verschattet) wurde bei 69 Bildern (41,8 %) und ein Score von „2“ (*vollständig* verschattet) bei sechs Bildern (3,6 %) vergeben. In Gruppe 2 wurde bei 93 Bildern (62 %) ein Score von „0“, bei 45 Bildern (30 %) ein Score von „1“ und bei zwölf Bildern (8,0 %) ein Score von „2“ zugeordnet.

4.4.8 Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores links

Linksseitig wurden die Cellulae ethmoidales anteriores in Gruppe 1 bei 165 Schnittbildern sowie in Gruppe 2 bei 151 Bildern auf Pathologien untersucht. In Gruppe 2 wurde ein Datensatz ausgeschlossen, da bei diesem eine Voroperation der Cellulae ethmoidales anteriores vorlag (siehe Tabelle).

Pathologien der Cellulae ethmoidales anterior - links -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	97	58,8	Gruppe 2	0	98	65,3
	1	65	39,4		1	41	27,3
	2	3	1,8		2	11	7,3
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 84 Häufigkeitsverteilung Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores - links -

Bei der Analyse der linken Cellulae ethmoidales anteriores waren 97 (58,8 %) *frei* von Verschattung sowie 65 (39,4 %) *partiell* verschattet. Drei Cellulae ethmoidales anteriores (1,8 %) zeigten *vollständig* verschattete Siebbeinzellen. In die Kategorie *ohne* pathologischen Befund fielen 98 (65,3 %) der Bilder aus Gruppe 2. Eine *partielle* Verschattung war auf 41 Bildern (27,3 %) vorzufinden, eine *vollständige* Verschattung zeigten 11 (7,3 %) Bilder.

4.4.9 Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores rechts

Auch die hinteren Siebbeinzellen wurden auf das Vorhandensein von Pathologien untersucht. In Gruppe 1 standen hierfür 165 Datensätze und in Gruppe 2 151 Datensätze zur Verfügung. Die Tabelle gibt wieder, welche Werte sich aus der Evaluation ergeben haben.

Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores - rechts -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	100	60,6	Gruppe 2	0	93	61,6
	1	63	38,2		1	53	35,1
	2	2	1,2		2	5	3,3
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 85: Häufigkeitsverteilung Pathologien Cellulae ethmoidales posteriores - rechts -

Folgende Häufigkeiten von pathologischen Veränderungen der rechten Cellulae ethmoidales posteriores ergaben sich in Gruppe 1: 100 (60,6 %) Darstellungen wiesen *keinerlei* Verschattung auf, 63 (38,2 %) waren *partiell* verschattet. Auf zwei Bildern stellten sich die Cellulae ethmoidales posteriores (1,2 %) als *vollständig* verschattet dar. In Gruppe 2 waren 93 rechte Cellulae ethmoidales posteriores (61,6 %) *ohne* pathologischen Befund und 53 (35,1 %) zeigten eine *partielle* Verschattung. Als *vollständig* verschattet erwiesen sich die rechten Cellulae ethmoidales posteriores auf fünf Bildern (3,3 %).

4.4.10 Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores links

Auf der linken Seite erfolgte die Beurteilung der Cellulae ethmoidales posteriores in Gruppe 1 anhand von 165 Schnittbildern und in Gruppe 2 anhand von 151 Schnittbildern (siehe Tabelle).

Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores - links -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	93	56,4	Gruppe 2	0	87	57,6
	1	71	43		1	59	39,1
	2	1	0,6		2	5	3,3
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 86: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores - links -

Keine Verschattung der linken Cellulae ethmoidales posteriores zeigten 93 (56,4 %) der Bilder in Gruppe 1. Eine *partielle* Verschattung war auf 71 Bildern (43 %) zu erkennen und *vollständig* verschattet stellte sich ein Bild der Cellulae ethmoidales posteriores (0,6 %) dar. In Gruppe 2 zeigten 87 der linken hinteren Siebbeinzellen (57,6 %) *keine* Verschattung und 59 (39,1 %) waren *partiell* verschattet. Eine *vollständig* Verschattung wiesen fünf (3,3 %) der Cellulae ethmoidales posteriores Darstellungen auf.

4.4.11 Pathologien des Sinus sphenoidalis rechts

Für die Evaluation des rechten Sinus sphenoidalis konnten in Gruppe 1 165 Datensätze und in Gruppe 2 151 Datensätze genutzt werden. Die Ergebnisse der Untersuchung auf Pathologien des rechten Sinus sphenoidalis sind in folgender Tabelle dargestellt.

Pathologien des Sinus sphenoidalis - rechts -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	131	79,4	Gruppe 2	0	113	74,8
	1	32	19,4		1	35	23,3
	2	2	1,2		2	3	2
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 87: Häufigkeitsverteilung Pathologien des Sinus sphenoidalis - rechts -

Einen Lund-Mackay-Score von „0“ zeigten 131 der untersuchten rechten Keilbeinhöhlen (79,4 %). Ein Score von „1“ wurde bei 32 Bildern (19,4 %) und ein Score von „2“ bei zwei Bildern (1,2 %) vergeben. In Gruppe 2 wurde 113 Bildern (74,8 %) ein Score von „0“, 35 Bildern (23,3 %) ein Score von „1“ und drei Bildern (2,0 %) ein Score von „2“ zugeordnet.

4.4.12 Pathologien des Sinus sphenoidalis links

Pathologien des Sinus sphenoidalis - links -							
	Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent		Lund-Mackay-Score	Häufigkeit	Prozent
Gruppe 1	0	120	72,7	Gruppe 2	0	117	77,5
	1	44	26,7		1	30	19,9
	2	1	0,6		2	4	2,6
	Gesamt	165	100		Gesamt	151	100

Tabelle 88: Häufigkeitsverteilung Pathologien des Sinus sphenoidalis - links -

Bei der Analyse des linken Sinus sphenoidalis der Gruppe 1 waren 120 (72,7 %) Keilbeinhöhlen von insgesamt 165 Bildern *frei* von Verschattungen und 44 (26,7 %) waren *partiell* verschattet. Ein Bild (0,6 %) zeigte eine *vollständig* verschattete linke Keilbeinhöhle. In die Kategorie *ohne* pathologischen Befund wurden 117 Bilder (77,5 %) der Gruppe 2 von 151 Datensätzen eingeordnet. Eine *partielle* Verschattung war auf 30 Bildern (19,9 %) vorzufinden. Vier der Bilder zeigten eine *vollständige* Verschattung des linken Sinus sphenoidalis (2,6 %).

4.4.13 Lund Mackay Score gesamt - Gruppe 1 im Vergleich zu Gruppe 2

Pathologien -	Lund Mackay Score - Gruppe 1				Lund Mackay Score - Gruppe 2			
	N	0*	1**	2***	N	0*	1**	2***
Osteomeataler Übergang - rechts	165	135	1	29	151	116	0	35
Osteomeataler Übergang - links	165	135	2	28	151	108	0	43
Stirnhöhle - rechts	164	114	48	2	148	109	35	4
Stirnhöhle - links	165	115	46	4	149	105	39	5
Kieferhöhle - rechts	165	59	100	6	151	57	84	10
Kieferhöhle - links	165	63	97	5	151	62	78	11
Cellulae ethmoidales anteriores - rechts	165	90	69	6	151	93	45	12
Cellulae ethmoidales anterior - links	165	97	65	3	151	98	41	11
Cellulae ethmoidales posteriores - rechts	165	100	63	2	151	93	53	5
Cellulae ethmoidales posteriores - links	165	93	71	1	151	87	59	5
Sinus sphenoidalis - rechts	165	131	32	2	151	113	35	3
Sinus sphenoidalis - links	165	120	44	1	151	117	30	4
Summe:	1979	1252	638	89	1807	1158	499	148
Summe in %:	100	63,3	32,2	4,5	100	64,1	27,6	8,2

0* *frei* von Verschattung; 1** *partiell* verschlossen; 2*** *vollständig* verschlossen

Tabelle 89: Lund Mackay Score gesamt

Werden alle Werte des Lund Mackay Scores nach der oben genannten Auswertung addiert, so ergibt der Summenwert für die Gruppe 1 maximal 1979 Punkte (100 %). Für Gruppe 2 ergibt der Summenwert maximal 1807 Punkte (100 %). Von den untersuchten Bilddatensätzen waren in Gruppe 1 insgesamt 1252 (63,3 %) und in Gruppe 2 insgesamt 1158 (64,1 %) frei von Verschattungen. Partiiell verschattet waren bei Gruppe 1 insgesamt 638 (32,2 %) und in Gruppe 2 insgesamt 499 (27,6 %) Bilddatensätze.

Vollständig verschlossen zeigten sich bei der Untersuchung in Gruppe 1 89 (4,5 %) und in Gruppe 2 148 (8,2 %) Bilddatensätze.

Anhand der Ergebnisse konnte kein signifikanter Unterschied (ausschließlich bezogen auf den Vergleich des Lund Mackay Score) zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2, bei der Bewertung des Einflusses von Pathologien auf die Bildqualität, festgestellt werden.

4.5 Signifikanzwerte der anatomischen Parameter

Signifikanz anatomischer Parameter	p < 0,05	höhere Bildqualität	
		Gr. 1	Gr. 2
Processus uncinatus	0,007	x	
Processus uncinatus	0,037	x	
Lamina cribrosa	0,000		x
Lamina cribrosa	0,000		x
Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea	0,000		x
Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea	0,006		x
Nasenseptum	0,001		x

Tabelle 90: Signifikanzwerte der anatomischen Parameter zw. Gr. 1 und Gr. 2

In der oben gezeigten Tabelle sind diejenigen anatomischen Parameter aufgeführt, welche nach der Auswertung der Ergebnisse auf eindeutige Unterschiede ihrer Erkennbarkeit hinweisen. Diese Unterschiede werden durch die in der Tabelle angegebenen Signifikanzwerte angezeigt. Bei der Betrachtung des Processus uncinatus weist die Gruppe 1 eine höhere Bildqualität auf. Demgegenüber stehen die besseren Ergebnisse der Bildbewertung von Gruppe 2 für die Erkennbarkeit der Lamina cribrosa, der knöchernen Begrenzung des Canalis arteria carotidea und des Nasenseptums.

4.6 Mittelwerte gesamt der Gruppe 1 im Vergleich zu Gruppe 2

Der Mittelwert spiegelt wie bereits in Kapitel 3.2. erläutert die Bildqualität der einzelnen Bild-Datensätze wider und ergibt sich aus den evaluierten 17 anatomischen Strukturen. Um die Gruppen miteinander vergleichen zu können, werden hier nun die Mittelwerte der Bild-Datensätze zu einem „Mittelwert gesamt“ zusammengefasst.

Bei Gruppe 1 ergab sich ein Mittelwert gesamt von $1,25 \pm 0,23$. Die durchschnittliche Beurteilung lag somit im Bereich von Note 1,00 bis Note 2,44. Bei Gruppe 2 lag der Mittelwert gesamt bei $1,17 \pm 0,16$. Die durchschnittliche Beurteilung ergab Notenwerte von 1,00 bis 1,76. Zudem wurde der Mittelwert gesamt jeder Gesichtshälfte einzeln

betrachtet. Hierbei ergab sich für die rechte Gesichtshälfte bei Gruppe 1 ein Wert von $1,25 \pm 0,24$ mit einer durchschnittlichen Beurteilung von Note 1,00 bis Note 2,62. Bei Gruppe 2 wurde ein Wert von $1,17 \pm 0,17$ errechnet. Die durchschnittliche Beurteilung lag hier im Bereich von Note 1,00 bis Note 1,69. Der gemittelte Notenwert (Mittelwert gesamt) der linken Gesichtshälfte ergab bei Gruppe 1 einen Wert von $1,25 \pm 0,24$ mit einer durchschnittlichen Beurteilung von 1,00 bis 2,62. Bei Gruppe 2 zeigte sich ein Wert von $1,18 \pm 0,18$. Die durchschnittliche Beurteilung ergab hier die Noten 1,00 bis 1,75.

Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen bzgl. des Mittelwertes gesamt (p 0,001), dem rechten Mittelwert gesamt (p 0,001) und dem linken Mittelwert gesamt (p 0,006) nachgewiesen werden (siehe Tabelle: p -Wert Mittelwert Gruppe 1 und Gruppe 2).

	Gruppe 1			Gruppe 2		
	Gesamt	Rechts	Links	Gesamt	Rechts	Links
Mittelwert	1,25 $\pm 0,23$	1,25 $\pm 0,24$	1,25 $\pm 0,24$	1,17 $\pm 0,16$	1,17 $\pm 0,17$	1,18 $\pm 0,18$

Tabelle 91: Mittelwert gesamt Gruppe 1 und Gruppe 2

Gruppe 1 und Gruppe 2			
Mittelwert	Gesamt	Rechts	Links
p- Wert	0,001	0,001	0,006

Tabelle 92: p-Werte Gruppe 1 und Gruppe 2

4.7 Selektierter Mittelwert gesamt der Gruppe 1 im Vergleich zu Gruppe 2

Um die Beurteilbarkeit der Bildqualität zu präzisieren, wird der oben genannte Mittelwert mittels Selektion und Ausschluss jener anatomischen Strukturen, welche nach den statistischen Auswertungen offensichtlich keine signifikanten Einflüsse auf die Ergebnisse und zudem Bewertungsergebnisse von über 95 % im Notenbereich „sehr gut“ haben, erneut berechnet. In der nachstehenden Aufzählung sind diejenigen anatomischen Parameter (jeweils rechtsseitig und linksseitig) aufgeführt, welche bei der Berechnung der selektiven Durchschnittswerte ausgeschlossen werden können:

- Lamina papyracea auf der Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

- Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus
- Canalis nervus vidianus
- Foramen rotundum
- Tränennasenweg
- Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand

Auch hier wurde für eine bessere Vergleichbarkeit der Gruppenwerte von Gruppe 1 und Gruppe 2 ein selektierter Mittelwert gesamt gebildet. In Gruppe 1 ergab sich demzufolge ein selektierter Mittelwert gesamt von $1,35 \pm 0,29$. Die durchschnittliche Beurteilung lag im Bereich von Note 1,00 bis 2,86.

Bei Gruppe 2 ergab sich ein selektierter Mittelwert gesamt von $1,26 \pm 0,23$. Die Noten für die durchschnittliche Beurteilung lagen hier im Bereich von Note 1,00 bis Note 2,19. Der selektierte Mittelwert gesamt wurde ebenfalls für beide Gesichtshälften einzeln berechnet. Hierbei ergab sich für die rechte Gesichtshälfte ein Notenwert von $1,37 \pm 0,32$. Somit lag die durchschnittliche Beurteilung im Bereich von Note 1,00 bis Note 3,00. Bei Gruppe 2 wurde ein selektierter Mittelwert gesamt für die rechte Gesichtshälfte von $1,26 \pm 0,26$ ermittelt. Die durchschnittliche Beurteilung lag im Notenbereich von 1,00 bis 2,2. Der Notenwert des selektierten Mittelwertes gesamt für die linke Gesichtshälfte ergab bei Gruppe 1 einen Wert von $1,36 \pm 0,31$ mit einer durchschnittlichen Beurteilung zwischen Note 1 und Note 2,80. Der Wert von Gruppe 2 lag bei $1,27 \pm 0,24$. Die durchschnittliche Beurteilung ergab somit Noten zwischen 1,00 und Note 2,20.

Auch der selektierte Mittelwert gesamt bestätigte den signifikanten Unterschied der Bildqualität zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 (gesamt: $p 0,002$; rechts: $p 0,001$; links: $p 0,009$).

	Gruppe 1			Gruppe 2		
	Gesamt	Rechts	Links	Gesamt	Rechts	Links
Selektierter Mittelwert	1,35 $\pm 0,29$	1,37 $\pm 0,32$	1,36 $\pm 0,31$	1,26 $\pm 0,23$	1,26 $\pm 0,26$	1,27 $\pm 0,24$

Tabelle 93: Selektierter Mittelwert gesamt Gruppe 1 und Gruppe 2

Gruppe 1 und Gruppe 2			
Selektierter Mittelwert	Gesamt	Rechts	Links
p- Wert	0,002	0,001	0,009

Tabelle 94: p-Wert Gruppe 1 und Gruppe 2

4.8 Lund-Mackay-Score Korrelation zum Mittelwert gesamt

Wie oben bereits erwähnt, beschreibt der Lund-Mackay-Score sowohl Pathologien der Nasennebenhöhlen als auch Pathologien des osteomeatalen Überganges. Es konnte mittels Lund-Mackay-Score kein signifikanter Unterschied in der Beurteilung zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 nachgewiesen werden (p 0,558). Der Korrelationskoeffizient (r), welcher aus dem Verhältnis zwischen Lund-Mackay-Score und Mittelwert gesamt errechnet wurde, zeigt bei der Auswertung der Ergebnisse ein signifikant positives Ergebnis ($p < 0,001$). In der unten stehenden Tabelle sind der Korrelationskoeffizient (r) (nach Pearson) und die Signifikanz (p-Wert) dargestellt. Ein positiver Korrelationskoeffizient von $r = 0,382$ sagt aus, dass Pathologien der NNH und des osteomeatalen Überganges bei der Bildbeurteilung und daher auch auf die Bildqualität einen geringen bzw. schwach positiven Einfluss haben. D.h. je mehr die NNH verschattet sind, desto schlechter ist die Beurteilbarkeit der anatomischen Strukturen. Bei der Ermittlung des Korrelationskoeffizienten (r) zwischen Lund-Mackay-Score und Mittelwert gesamt hinsichtlich der linken bzw. rechten Gesichtshälfte zeigten sich Koeffizienten von $r = 0,357$ für die rechte Seite und $r = 0,347$ für die linke Seite.

Diese Werte bestätigen einen nur minimalen Einfluss von Pathologien auf die Bildqualität. Allgemein kann gesagt werden: je höher der Lund-Mackay-Score ist, desto schlechter wird der Notenmittelwert gesamt. Jedoch liegt der durchschnittliche Notenwert auch bei höheren Lund-Mackay-Werten (> 10) stets zwischen Note 1,25 und 1,6. Für die Errechnung dieser Untersuchungswerte lag ein zweiseitiges Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ zu Grunde.

Mittelwert		Gesamt	Rechts	Links
Lund-Mackay-Score	r	0,382	0,357	0,347
	p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Tabelle 95: Korrelation Lund-Mackay-Score und Mittelwert gesamt

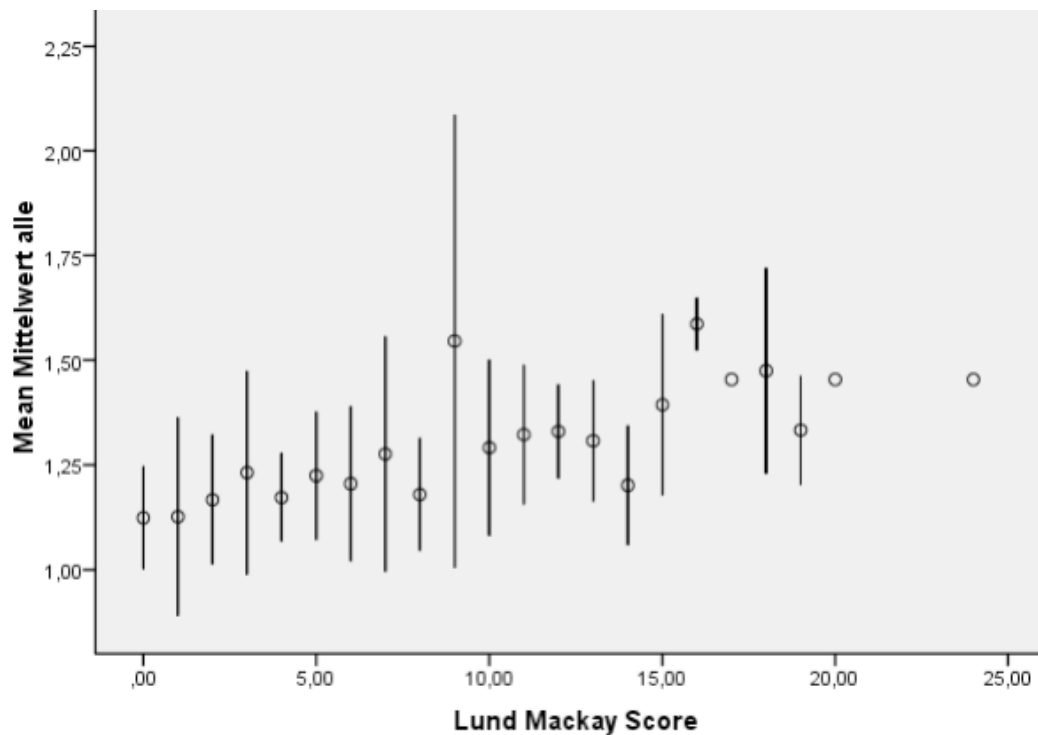


Abb. 84: Korrelation Mittelwert und Lund-Mackay Score

4.9 Lund-Mackay-Score Korrelation zum selektierten Mittelwert gesamt

Es konnte ein schwacher bis leicht-positiver Zusammenhang des Lund-Mackay-Scores zum selektierten Mittelwert gesamt festgestellt werden (gesamt: $r = 0,436$; rechte Gesichtshälfte: $r = 0,414$; linke Gesichtshälfte: $r = 0,383$). Dieses Ergebnis bestätigt, dass Pathologien der Nasennebenhöhlen und des osteomeatalen Überganges einen schwachen bis leicht-positiven Einfluss auf die Bildqualität haben. Dennoch ist deutlich zu erkennen, dass der selektierte Mittelwert gesamt bei höheren Lund-Mackay Scores (15 – 20) im Notenbereich von 1,5 – 1,8 liegt. Somit waren die anatomischen Strukturen trotz vermehrter Pathologien stets *sehr gut* bis *gut* beurteilbar.

Selektierter Mittelwert		Gesamt	Rechts	Links
Lund-Mackay-Score	r	0,436	0,414	0,381
	p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Tabelle 96: Korrelation Lund-Mackay Score und selekt. Mittelwert gesamt

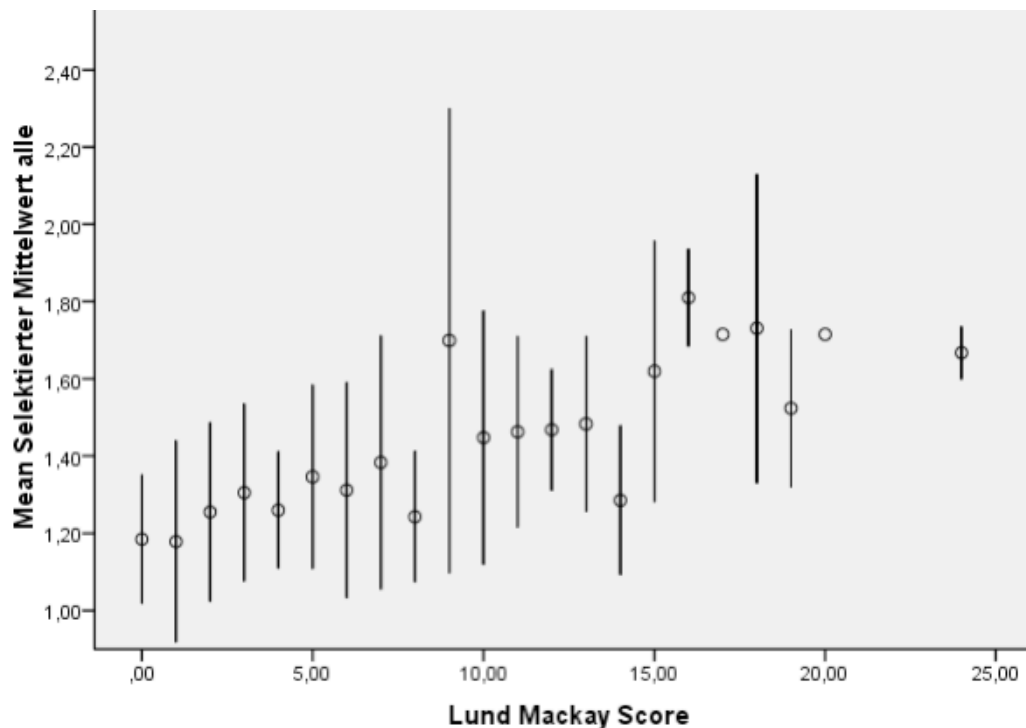


Abb. 85: Korrelation selektierter Mittelwert und Lund-Mackay Score

4.10 Geschlechtsgetrennter Vergleich der Gruppe 1 und 2

Der Mittelwert sämtlicher anatomischen Strukturen der männlichen Patienten in Gruppe 1 lag bei einem Wert von $1,24 \pm 0,22$. Die durchschnittliche Beurteilung lag im Bereich von Note 1,03 bis Note 2,43. Zudem befand sich der Mittelwert gesamt der rechten Gesichtshälfte bei $1,24 \pm 0,24$ mit einer durchschnittlichen Beurteilung im Bereich von Note 1,00 bis Note 2,40. Für die linke Gesichtshälfte ergab sich ein gemittelter Notenwert gesamt von $1,24 \pm 0,23$ und die durchschnittliche Beurteilung befand sich im Bereich zwischen Note 1,00 und Note 2,50.

Bei Gruppe 2 der männlichen Patienten zeigte sich ein Mittelwert gesamt von $1,20 \pm 0,16$. Die durchschnittliche Bewertung lag im Bereich von Note 1,00 bis 1,61. Der gemittelte Notenwert gesamt - rechts - lag bei $1,20 \pm 0,18$ mit einer durchschnittlichen Beurteilung im Bereich von Note 1,00 bis 1,62. Auf der linken Gesichtshälfte lag der Mittelwert gesamt bei Note $1,19 \pm 0,16$. Die durchschnittliche Bewertung befand sich im Bereich zwischen Note 1,00 und 1,69.

Bei den Datensätzen der weiblichen Patienten in Gruppe 1 ergab sich ein gemittelter Notenwert gesamt von $1,26 \pm 0,24$ mit einer durchschnittlichen Beurteilung zwischen Note 1,00 und 2,61. Der gemittelte Notenwert gesamt - rechts - wies einen Wert von

1,26 \pm 0,25 und eine durchschnittliche Bewertung im Bereich von Note 1,00 bis 2,62 auf. Ein Mittelwert von 1,26 \pm 0,26 und eine durchschnittliche Bewertung zwischen Note 1,00 und Note 2,62 ergab sich bei der Bewertung der anatomischen Strukturen der linken Gesichtshälfte.

Der gemittelte Notenwert gesamt bei den weiblichen Patienten der Gruppe 2 ergab einen Wert von 1,16 \pm 0,17 und die durchschnittliche Beurteilung lag im Bereich von Note 1,00 bis 1,76. Auf der rechten Gesichtshälfte wurde die Note 1,15 \pm 0,17 errechnet. Dadurch ergab die durchschnittliche Bewertung Notenwerte im Bereich zwischen 1,00 und 1,75. Einen Mittelwert gesamt von 1,18 \pm 0,18 wiesen die anatomischen Landmarken der linken Gesichtshälfte auf. Die durchschnittliche Beurteilung zeigte Werte zwischen Note 1,00 und 1,75 (siehe Tabelle: Geschlechtsgetrennter Vergleich Gruppe 1 und Gruppe 2).

Bei Betrachtung der selektierten Mittelwerte gesamt ergaben sich sowohl bei den männlichen als auch bei den weiblichen Patienten vergleichbare Ergebnisse (siehe Tabelle: geschlechtsgetrennter Vergleich Gruppe 1 und Gruppe 2). Allerdings zeigen die selektierten Mittelwerte gesamt einen geringfügig schlechteren Notenwert als die Mittelwerte gesamt, da der selektierte Mittelwert nur aus den anatomischen Strukturen errechnet wurde, die bei der Untersuchung eine größere Dosisabhängigkeit aufwiesen.

Geschlecht männlich			Geschlecht weiblich	
	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 1	Gruppe 2
Mittelwert aller Parameter	1,24 ± 0,22	1,20 ± 0,16	1,26 ± 0,24	1,16 ± 0,17
Mittelwertwert aller Parameter rechts	1,24 ± 0,24	1,20 ± 0,18	1,26 ± 0,25	1,15 ± 0,17
Mittelwert aller Parameter links	1,24 ± 0,23	1,19 ± 0,16	1,26 ± 0,26	1,18 ± 0,18
Selektierter Mittelwert	1,33 ± 0,27	1,29 ± 0,23	1,38 ± 0,32	1,24 ± 0,23
Selektierter Mittelwert rechts	1,35 ± 0,30	1,31 ± 0,27	1,39 ± 0,35	1,23 ± 0,25
Selektierter Mittelwert links	1,34 ± 0,29	1,28 ± 0,22	1,39 ± 0,34	1,27 ± 0,25
Lund Mackay Score	5,25 ± 3,65	6,77 ± 6,26	4,51 ± 3,98	4,50 ± 5,37

Tabelle 97: geschlechtsgetrennter Vergleich Gruppe 1 und Gruppe 2

4.10.1 Vergleich der männlichen Patienten

Bei den männlichen Patienten konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bzgl. des allgemeinen Mittelwerts (gesamt: p 0,245), des rechten Mittelwertes (p 0,247) und des linken Mittelwertes (p 0,229) festgestellt werden.

Gruppe 1 und Gruppe 2 - männlich -			
Mittelwert	Gesamt	Rechts	Links
p-Wert	0,245	0,247	0,229

Tabelle 98: Mittelwert des Mittelwerts Gr. 1 und Gr. 2 - männlich

Auch in der Beurteilung des selektierten Mittelwertes gesamt konnte kein Unterschied nachgewiesen werden (gesamt: p 0,334; rechts: p 0,370; links: p 0,262).

Gruppe 1 und Gruppe 2 - männlich -			
Selekt. Mittelwert	Gesamt	Rechts	Links
p-Wert	0,334	0,370	0,262

Tabelle 99: Selektierter Mittelwert Gr. 1 und Gr. 2 - männlich

Gruppe 1 und Gruppe 2 - männlich -			
Lund-Mackay-Score	Gesamt	Rechts	Links
p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Tabelle 100: Lund-Mackay-Score Gr. 1 und Gr. 2 - männlich

4.10.2 Vergleich der weiblichen Patienten

Bei den weiblichen Patienten konnte allerdings ein Unterschied zwischen den beiden Gruppen bzgl. des Mittelwertes gesamt (p 0,002; rechts: p 0,002; links: p 0,001) und des selektierten Mittelwertes gesamt (p 0,003; rechts: p 0,001; links: p 0,010) festgestellt werden.

Gruppe 1 und Gruppe 2 - weiblich -			
Mittelwert	Gesamt	Rechts	Links
p-Wert	0,002	0,002	0,001

Tabelle 101: Mittelwert gesamt Gr. 1 und Gr. 2 - weiblich

Gruppe 1 und Gruppe 2 - weiblich -			
Selekt. Mittelwert	Gesamt	Rechts	Links
p-Wert	0,003	0,001	0,010

Tabelle 102: Selektierter Mittelwert gesamt Gr. 1 und Gr. 2 - weiblich

Gruppe 1 und Gruppe 2 - weiblich -			
Lund-Mackay-Score	Gesamt	Rechts	Links
p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Tabelle 103: Lund-Mackay-Score Gr. 1 und Gr. 2 - weiblich

In Gruppe 1 ergaben die Datensätze der männlichen Patienten einen niedrigeren Mittelwert gesamt als die Datensätze der weiblichen Patienten. Im Gegensatz dazu zeigten in Gruppe 2 die Datensätze der weiblichen Patienten einen niedrigeren Mittelwert gesamt (d.h. eine bessere Bildqualität) als die Datensätze der männlichen Patienten. Dennoch sind die Mittelwerte gesamt der männlichen als auch der weiblichen

Patienten alle im Notenbereich *sehr gut* vorzufinden. Vergleichbare Ergebnisse zeigten sich auch in Bezug auf den selektierten Mittelwert gesamt.

5 Diskussion

5.1 Diskussion von Material und Methoden

5.1.1 Gegenstand der Untersuchung

Ziel der hier durchgeführten Studie ist die Schaffung einer wissenschaftlichen Grundlage für die Praxisanwendung der dosis-optimierten DVT-Protokolle nach den Leitlinien des Strahlenschutzes. Dadurch soll eine für die Klinik mindestens erforderliche Bildqualität bei Verwendung der kleinstmöglichen Strahlendosis erreicht werden.

Die Darstellungsqualität von Schnittbildaufnahmen wurde mittels DVT im Bereich der Nase und Nasennebenhöhlen (NNH) infolge bisheriger und reduzierter DVT-Röhrenparameter untersucht. 165 DVT-Aufnahmen der Gesichtsschädelregion von Patienten mit dem Krankheitsbild einer chronischen Rhinosinusitis wurden nach den bisherigen Standardeinstellungen der DVT-Röhrenparameter (Durchschnittswerte: 5 mA; 88 kV; 360°; CTDI 6,6 mGy) erstellt - im Verlauf der Arbeit mit „Gruppe 1“ bezeichnet. Diese wurden anschließend mit Aufnahmen von 151 Bilddatensätzen nach den neu festgelegten Standardeinstellungen (Durchschnittswerte: 4 mA; 85 kV; 180°; →CTDI 2,9 mGy) verglichen und bewertet - im Verlauf der Arbeit mit „Gruppe 2“ bezeichnet. Als Indikatoren für die Bewertung der Bildqualitäten dienten 17 anatomische Strukturen, welche wichtige chirurgische Landmarken kennzeichnen. Neben der Bewertung der Erkennbarkeit dieser Strukturen wurde auch der Einfluss von Pathologien auf die Bildqualität untersucht.

Die o.g. reduzierten Röhrenparameter resultieren aus einer vorangegangenen Studie unserer Arbeitsgruppe, bei der anhand von entsprechenden DVT-Untersuchungen an einem Phantomschädel sowie an drei humanen Ganz-Kopf-Präparaten die reduzierten DVT-Röhrenparameter ermittelt und für die klinische Anwendung festgelegt wurden (Bitterwolf et al. 2013). Eine Verifizierung dieser Werte konnte bis dato nicht erfolgen, da Serienuntersuchungen mit Verwendung von Röntgenstrahlung an lebenden Individuen aus ethischen und strahlenrechtlichen Vorschriften nicht zulässig sind. Diese Situation gab den Anlass für die vorliegende Untersuchung.

5.1.2 Diskussionsgrundlage

Bevor der eigentliche Kern der durchgeführten Untersuchungen diskutiert wird, soll zunächst die grundlegende Fragestellung nach der Notwendigkeit der präoperativen Schnittbild-Diagnostik geklärt werden. Anschließend erfolgt eine spezifische Auseinandersetzung mit den eingangs erwähnten Fragestellungen und den angewandten Methoden, dem verwendeten Material sowie der ermittelten Ergebnisse. Diese werden zudem im Kontext aktueller Forschung und Literatur diskutiert.

5.1.3 DVT als Diagnoseverfahren

DVT-Bildgebungsverfahren werden unter anderem angewendet, um Aufschluss über die Anatomie im Bereich der Gesichts- und Schädelregion zu erhalten und besonders in diesem Bereich mögliche intraoperative Risiken zu minimieren. Stuck et al. führte hierzu verschiedene Studien anhand von DVT-Untersuchungen speziell im Bereich der Nase und der Laterobasis durch (Stuck et al. 2012, Maillet et al. 2011). Bei einem Vergleich in Bezug auf die technologischen Entwicklungen von DVT- und MSCT-Geräten wurden von Liang et al. Untersuchungen durchgeführt, welche sich hauptsächlich auf den Bereich der Nase und Nasennebenhöhlen konzentrierten (Liang et al. 2009, Liang et al. 2010). Als maßgebliches Vergleichskriterium galt hier die Schnittbildqualität der DVT- und MSCT-Protokolle. Studien zur Verwendung der DVT als Diagnoseverfahren im Bereich der vorderen Schädelgrube, des Temporalknochens und der Gehörknöchelchen wurden u.a. durch Bremke et al. unternommen (Stuck et al. 2012, Bremke et al. 2009a, Kontorinis et al. 2011, Kontorinis et al. 2012).

Die Relevanz präoperativer Darstellungen besonderer anatomischer Strukturen für die Verwendung im praktischen Bereich konnte von Savvateeva et al. sowie von Güldner et al. gezeigt werden (Savvateeva et al. 2010). Ihre große Bedeutung hat sich besonders für die Vorbeugung und Vermeidung von Komplikationen und Verletzungsrisiken während eines chirurgischen Eingriffes herausgestellt (Simmen et al. 2006). Nach Savvateeva et al. ist die Erstellung eines präoperativen individuellen Risikoprofils, bei dem verschiedene anatomische Varianten wie z.B. unterschiedliche Höhen der Fossa olfactoria „dangerouse ethmoid“ Keros Typ III (8-16 mm) überprüft werden, sehr hilfreich (Savvateeva et al. 2010, Güldner et al. 2011). Als Beispiel kann die Vermeidung von Verletzungen der kribiformen Platte und anderen Strukturen im Bereich der Regio olfactoria während eines operativen Eingriffes genannt werden. Das

Verletzungsrisiko wird so durch die Erstellung des Risikoprofiles minimiert. Zudem können präventiv Komplikationen wie z.B. Rhino liquorrhoe, Meningitis, Riechverlust und Hirnabszesse verhindert werden. Diese Studien belegen die Unverzichtbarkeit der präoperativen Diagnostik.

5.1.4 Entwicklung des DVT-Standards

Die AWMF-Leitlinie der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde schreibt vor, Schnittbildverfahren auf Grund ihrer hohen Spezifität und Sensitivität gegenüber anderen Verfahren in der knöchernen Diagnostik der Nase- und Nasennebenhöhlen den Vorzug zu geben (Stuck et al. 2011). In der Praxis hat sich gezeigt, dass die herkömmliche Röntgenuntersuchung im Falle einer akuten Sinusitis maxillaris zwar eine hohe Zuverlässigkeit bei der Abbildung von Sekreten und Verschattungen aufweist, sich allerdings weitaus weniger sensitiv und zuverlässig erweist als die Schnittbildgebung mittels CT oder DVT. Daraus ist abzuleiten, dass CT- bzw. DVT-Aufnahmen im Allgemeinen favorisiert werden und hier eine herkömmliche Röntgenuntersuchung nicht empfohlen werden kann. Liegt das Krankheitsbild einer chronischen Sinusitis vor, wird neben der endoskopischen Diagnostik eine präoperative Schnittbilddarstellung in mindestens zwei Ebenen gefordert (Burke et al. 1994).

Hier ist für die operative Vorbereitung bei Eingriffen im Bereich der NNH die CT zur Zeit noch unverzichtbar und ist zudem nach o.g. Leitlinie zur Feststellung von Erkrankungen im Bereich der Kopf- und Hals-Chirurgie unbedingt anzuwenden. Bei der Bildgebung der Nasennebenhöhlen stellt sie aktuell sogar Goldstandard dar (Cohnen 2010). Da aber in den letzten zehn Jahren das DVT-Bildgebungsverfahren in der knöchernen Diagnostik der NNH als ein weiteres Untersuchungsverfahren erheblich an Bedeutung gewonnen hat, stellt es bis heute neben der CT die wichtigste bildgebende Methode der präoperativen Diagnostik und Verlaufskontrolle dar. Begründet durch die Tatsache, dass die Untersuchungen dieser Arbeit speziell der Bestätigung der reduzierten DVT-Röhrenparameter aus der Studie von Bitterwolf et al. dient, soll an dieser Stelle bewusst kein Vergleich der CT- zur DVT-Technologie erfolgen. Jedoch ist für die Forschung und Entwicklung des DVT-Standards sowie für seine praktische Anwendung im klinischen Alltag – im Sinne einer nachhaltigen Reduzierung der Expositionszeit und Dosisstärke nach dem ALARA-Prinzip – ein Blick auf mögliche Analogien zur CT-Technologie hilfreich. (Hendee and Edwards 1986)

5.1.5 Hilfreiche Analogien zwischen DVT und CT

Im Jahr 2012 bezeichnete Knorgen et al. das Verfahren der DVT als beachtenswerte und sogar mit der CT mindestens gleichzusetzende Option der Bildgebung bei der Diagnostik einer chronischen Rhinosinusitis (Knorgen et al. 2012). Diese Aussage zeigt, dass die CT-Technologie hier ausreichend wäre, jedoch die DVT als wesentlicher Entwicklungsfortschritt gesehen werden kann. Wie oben angemerkt, gilt für die DVT-Technologie genau wie für die CT-Technologie die Anforderung an eine nachhaltige Optimierung hinsichtlich der Strahlendosis bzw. Expositionszeit, welche durch das ALARA-Prinzip gefordert wird (Hendee and Edwards 1986)

Hier besteht bei der DVT ein Vorteil mit der Möglichkeit, 3-dimensionale Volumendarstellungen von Schädelregionen zu erstellen und Schnittbilder mittels spezieller Software (z.B. i-Dixel der Fa. Morita) zeitgleich in den drei verschiedenen orthogonalen Ebenen - coronar, sagittal und axial – zu erstellen und zu untersuchen. Ein maßgeblicher Unterschied zwischen beiden Verfahren liegt darin, dass bei der DVT eine zu untersuchende Region in nur einem Umlauf erfasst werden kann (Schwenzer and Ehrenfeld 2010) und eine gute Raumdarstellung infolge einer geringen Schichtdicke ermöglicht wird (CV Dalchow et al. 2006). Bereits diesen Untersuchungen ist zu entnehmen, dass ein spezieller Fokus der Forschung und Entwicklung für DVT-Geräte auf der Reduzierung der Einstellungsparameter mit dem Ziel der Minderung von Strahlungsdosis und Expositionszeit liegt. Durch das Bundesamt für Strahlenschutz werden jährlich die neu angepassten Kenngrößen für die Strahlendosis von Röntgengeräten herausgegeben. Aktuell gibt es noch keine separaten Werte für die Verwendung von DVT-Geräten im Gesichtsschädelbereich. Hier liefern momentan noch die Werte der CT-Technologie mit einem CTDI-Wert von 9,0 mGy die maßgebliche Grundlage. Für die Verwendung des Dosis-Längen-Produktes ist ein Referenzwert von 100 mGy x cm für jeweils eine Scanserie zu verwenden (Bundesregierung 2010). Die in der Praxis gängigen CTDI-Werte liegen für CT-Untersuchungen der Nase und NNH bei ca. 5-6 mGy. Mit den neuesten DVT-Geräten können bereits Werte von 2-3 mGy erreicht werden, was ebenfalls für die Verwendung dieser Untersuchungsvariante spricht. Im klinischen Bereich sind die Kosten für die Untersuchung mittels DVT allerdings ungleich höher, was i.d.R. als entscheidender Faktor gilt und dadurch häufig zur Untersuchungsvariante mittels CT führt.

Bei Studien von Dalchow et al. konnten übereinstimmende Ergebnisse präoperativer DVT-Bildgebungen im Bereich der lateralen Schädelbasis, speziell im Gebiet des Mittel- und Innenohres, mit intraoperativen Befunden gezeigt werden (CV Dalchow et al. 2006). Auch können Größe und Volumen knöcherner Läsionen mittels DVT gut abgebildet werden (Pinsky et al. 2006). Die DVT ist hilfreich zur exakten Positionskontrolle der Cochlea sowie der Elektroden nach Cochlea-Implantationen. Ebenso ist die Visualisierung in der basalen Cochleawindung problemlos möglich (Kurzweg et al. 2011). In anderen Bereichen der Cochlea ist eine Visualisierung zwar möglich, aber eine detaillierte intracochleare Lage teilweise nur eingeschränkt beurteilbar (Aschendorff et al. 2011, Güldner et al. 2012b). Da aus der Röntgentechnik bekannt ist, dass sich feste Strukturen wie z.B. Knochen sehr gut darstellen lassen, Weichteile dagegen mit eher mäßigen Ergebnissen, lässt sich für die Aufnahmen mittels DVT ableiten, dass knöcherne Strukturen im Gegensatz zu Weichteilen oder feineren Strukturen eine allgemein geringere Abhängigkeit von der Strahlendosis bzw. Expositionszeit aufweisen. Dabei ist nach Untersuchungen von Palomo et al. bei DVT-Aufnahmen die Abhängigkeit der Schnittbildqualität in Bezug auf die Höhe der applizierten Strahlendosis zu beachten. Zudem kann die Strahlenexposition schon erheblich reduziert werden, wenn die Parameter für die zu untersuchende Region am DVT-Gerät bereits exakt voreingestellt werden (Palomo et al. 2008).

Hieraus geht hervor, dass die Abhängigkeit zwischen den DVT-Einstellungsparametern und der daraus resultierenden Schnittbildqualität in direktem Zusammenhang steht. Beachtenswert ist auch der von Coppenrath et al. durchgeführte Vergleich der notwendigen Strahlendosis eines DVT (gewählter Gerätetyp: NewTomQR-DVT 9000®) gegenüber einem Standard-MSCT. Es wurde nachgewiesen, dass bei Verwendung des DVT nur ein Drittel der Strahlenexposition notwendig war (Coppenrath et al. 2008b). Einzig die Bildgebung der Zähne sowie einige Abbildungen der Weichteile zeigten sich bei der CT genauer, jedoch traten auch gleichzeitig vermehrt Metallartefakte auf (Offergeld et al. 2007, Holberg et al. 2005). Die geometrische Exaktheit von Operationen, welche auf präoperativer DVT-Diagnostik basieren, sind nach Eggers et al. für die praktische Verwendbarkeit suffizient (Eggers et al. 2008). Nach Bremke et al. ist das Auflösungsvermögen jedoch von Faktoren wie dem Sichtfeld (FOV), der zu untersuchenden Region (ROI) und den gewählten Expositionsparametern abhängig (Bremke et al. 2009a). Zudem muss beachtet werden, dass sich schon Varianzen des Auflösungsvermögens allein durch die Verwendung des jeweiligen

DVT-Gerätetyps als Folge einzelner technischer Unterschiede und nicht zuletzt durch die „stehende Position“ des Patienten während der Untersuchung ergeben.

5.1.6 Wahl des 3DAccu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17

Um die Reduktion der DVT-Einstellungsparameter für die Anwendung im klinischen Alltag zu verifizieren, hätte die Wahl des in dieser Studie verwendeten DVT-Gerätetyps auf einen beliebigen Hersteller fallen können, denn die neu festgelegten Einstellungsparameter durch Bitterwolf et al. wurden in dieser Studie mit den ehemaligen Parametern verglichen und bewertet. Dadurch ist diese Studie in sich geschlossen, da die Anzahl von insgesamt 321 untersuchten Patienten (Bilddatensätzen) ausreichend Potential zur Verifizierung bietet. Allerdings kann eine weitaus fundiertere Grundlage für die Bestätigung der Ergebnisse durch die Verwendung des gleichen Gerätetyps erreicht werden, da zusätzlich sämtliche Ergebnisse dieser Arbeit mit denen aus der Vorarbeit verglichen werden können.

Für die Auswahl des „3DAccu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17“ (Morita, Kyoto, Japan) spricht seine Aufnahme- und Darstellungsqualität im Vergleich zu weiteren marktüblichen Geräten. Dennoch ist eine Vergleichbarkeit von DVT-Gerätetypen ausschließlich anhand ihrer Schnittbildqualität nicht als sinnvoll zu erachten, denn die Untersuchungen haben gezeigt, welche maßgebliche Relevanz die Werte der verwendeten Parameter wie Röhren-Spannung und -Strom sowie die effektiv verabreichte Dosis (CTDI) haben. Darüber hinaus sind der zu untersuchende Bereich, der Rotationswinkel, die Schichtdicke und nicht zuletzt die Beschaffenheit des verwendeten Gerätes (Position des Patienten, etc.) maßgeblich für das Ergebnis der Bildqualität (Bremke et al. 2009a, Rothenberg and Pentlow 1992). Da der 3DAccu-I-Tomo in der Praxis als gängiges Diagnosegerät verwendet wird und den aktuellen Stand der Technik repräsentiert, kann die Aktualität der Forschungsergebnisse dieser Studie sicher gestellt werden. Allerdings erfolgte der Untersuchungszeitraum zwischen den Jahren 2010 und 2013, weshalb im Hinblick auf die Aktualität des Technikstandes mit einer zwischenzeitlichen Weiterentwicklung des DVT-Gerätes sowie der gesamten DVT-Technologie gerechnet werden muss.

In unterschiedlichen Untersuchungen zum Ergebnis der Bildqualität wurde der 3DAccu-I-Tomo mit anderen Gerätetypen verglichen. In der nachfolgend aufgeführten Studie von Liang et al. wird die besondere Bildqualität des verwendeten DVT-Gerätes im

Vergleich zu anderen Geräten und Herstellern gezeigt. Verwendet wurden die folgenden DVT-Modelle (Liang et al. 2009):

- Accuitomo® 3D (Morita, Kyoto, Japan) – verwendet in dieser Studie
- NewTom 3G® (Quantitative Radiology, Verona, Italy)
- i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA)
- Galileos® (Sirona, Bensheim, Germany)
- Scanora® 3D (Soredex, Tuusula, Finland)

Die Bildqualität dieser Geräte wurde anhand von 13 verschiedenen Scan-Protokollen an einem Mandibular-Präparat überprüft. Es stellte sich heraus, dass der Geräte-Typ 3DAccu-I-Tomo die qualitativ aussagekräftigsten Ergebnisse bzgl. der Darstellung anatomischer Strukturen aufwies (Liang et al. 2009). Bei einer Folgeuntersuchung durch die gleiche Arbeitsgruppe wurde die geometrische Genauigkeit von 3D-Oberflächenrekonstruktionen verglichen. Sämtliche DVT-Geräte konnten demnach tolerierbare Werte hinsichtlich der geometrischen Präzision erreichen (Liang et al. 2010). Eine leichte Einschränkung zum objektiven Vergleich der o.g. Studie mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie besteht allerdings in dem Unterschied, dass Liang et al. ein Präparat verwendete und die Untersuchung nicht an lebenden Patienten durchgeführt wurde. Dies muss auch für den direkten Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie beachtet werden.

Bei einer weiteren Untersuchung von Bremke et al. gelang es, durch die Verwendung des 3DAccu-I-Tomo eine präzise Darstellung von Frakturlinien und dislozierten Fragmenten mit einer sehr guten Bildqualität abzubilden. Zusätzlich ließen sich die umgebenden Strukturen wie Nase, NNH und Strukturen der vorderen Schädelbasis sehr gut darstellen (Bremke et al. 2009b). Anhand einer Analyse von Lund et al., unter Verwendung des gleichen Gerätetyps, wurde eine genaue Übereinstimmung von verschiedenen Messungen an einem Objekt aus Plexiglasplatten und Metallkugeln für die Genauigkeit von tatsächlichen Distanzen nachgewiesen (Lund et al. 2009).

Nachteilig bei der Verwendung des 3DAccu-I-Tomo-Gerätes ist allerdings, dass Patientenuntersuchungen ausschließlich in sitzender Position durchgeführt werden können. Der Patient ist gefordert, sich während der Aufnahmezeit möglichst ruhig zu verhalten, um Qualitätseinbußen der Schnittbilder bzw. vollständige Bildqualitätsverluste durch Bewegungsartefakte zu vermeiden. Dies stellt besonders bei

Kindern und älteren Patienten ein Problem dar, da der Kopf trotz einer fixierenden Klammer für ca. 17 sec (Aufnahmezeit 17,5 sec bei einer 360°-Rotation) bzw. 9 sec (Aufnahmezeit 9 sec bei einer 180°-Rotation) so ruhig wie möglich gehalten werden muss. Hier ist zu erwähnen, dass nach neuestem Stand der Technik der Hersteller Hillus mit dem DVT-Gerät „NewTom 5G“ eine Möglichkeit geschaffen hat, bei der mit Hilfe einer entsprechenden Automatik Patienten von der sitzenden in eine liegende Position gebracht werden können. Dies wirkt dem o.g. Aufkommen von Bewegungsartefakten maßgeblich entgegen und kann schon dadurch zu verbesserten Bildresultaten führen, ist aber nicht gegenständlich in diese Untersuchung miteingeflossen.

Zudem konnte dem Vergleich der Bildqualitäten, bezogen auf unterschiedliche Gerätetypen in dieser Studie nicht Rechnung getragen werden. Hierfür wäre eine Erstellung und qualitative Auswertung der jeweils gleichen Anzahl von Bilddatensätzen unter Verwendung derselben anatomischen Strukturen notwendig gewesen. Da dies aber den Rahmen der Untersuchung gesprengt hätte, sollen oben genannte Vergleichsstudien als Referenz und Verifizierung für die Ergebnisauswertung dienen. Es ist anzuraten, diese Vergleiche in weiteren Untersuchungen näher zu beleuchten. Auch ist das Alter des verwendeten DVT-Gerätes von besonderer Bedeutung für die effektive Strahlendosis. In weiteren Studien sollte ggf. geprüft werden, ob und wie sich eine über mehrere Jahre andauernde Nutzung des Gerätes auf die effektive Strahlendosis sowie das Auflösungsvermögen auswirkt. Diesem Faktor konnte in der vorliegenden Arbeit ebenfalls nicht nachgegangen werden.

Erschwerend kommt hinzu, dass die notwendige Strahlendosis unterschiedlicher DVT-Gerätetypen extrem variiert und es bisher keine Standardisierung der Messverfahren gibt (Bitterwolf et al. 2013). In einer Studie von Rottke et al. konnten Strahlungsdifferenzen von über 350 μSv bei DVT-Untersuchungen mit verschiedenen Gerätetypen gemessen werden (Rottke et al. 2013).

Nach Absatz (Göttingen) des §32 der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV), nach dem die Begrenzung der Strahlenexposition für die allgemeine Bevölkerung definiert ist, darf die effektive Strahlendosis für Einzelpersonen den Grenzwert von 1 mSv pro Kalenderjahr nicht überschreiten. Nach Absatz 2 (Göttingen) darf die Organdosis für die Augenlinse den Grenzwert von 15 mSv und die Organdosis für die Haut den Grenzwert von 50 mSv pro Kalenderjahr nicht übersteigen (BRD 2014).

Nach den o.g. Differenzen der Strahlungsdosen von bis zu 350 μSv ist - im schlimmsten Fall - schon nach einem Untersuchungsdurchlauf ein Drittel der maximalen Jahresdosis (0,35 mSv von maximal zulässigen 1,00 mSv) für die Untersuchung von Einzelpersonen erreicht. Die Gefahr einer Überschreitung der Strahlungsgrenzwerte besteht dadurch besonders bei Patienten, die durch die Art ihrer Erkrankung häufig Untersuchungen mittels Röntgenstrahlung ausgesetzt sind. Nach Brenner et al. beeinflussen häufige Untersuchungen dieser Art die Lebensdauer jener Patienten beträchtlich und erhöhen das Krebsrisiko erheblich (Brenner 2004). Durch die Untersuchungen im Gesichtsschädelbereich sind Organe wie Haut, Augenlinsen und Schilddrüse direkt bzw. indirekt von der Strahlung betroffen (Dammann 2000).

Die Augen zählen zu den strahlenempfindlichsten Gewebeteilen im Kopf-Hals-Bereich. Eine Strahlenexposition in dieser Gegend kann im schlimmsten Fall zu einer Linsentrübung führen (Hidajat 2001). Zu beachten ist, dass die Streustrahlung beim DVT im Gegensatz zur CT geringer ist, da DVT-Geräte mit einer geringeren Ausgangsstrahlung arbeiten (Ramming et al.). Bereits im Jahr 2011 wurde deswegen durch die ICRP, auf Grund hoher Strahlensensibilität der Augen, der Grenzwert für die Augenlinsendosis bei standardmäßiger Exposition von vorher 150 mSv pro Jahr auf nun 20 mSv pro Jahr reduziert. Dieser Wert wurde im Jahr 2015 von der ICRP erneut angepasst, wie oben aufgeführt (Strahlenschutzkommission 2013).

Doch auch die Speicheldrüsen und die Schilddrüse sind strahlensensible Organe und werden von der Streustrahlung in Mitleidenschaft gezogen. Deshalb sollten ausreichend Schutzmittel wie z.B. ein Schilddrüsenchutz dem Patienten bei dem Untersuchungsvorgang zur Verfügung gestellt werden. Besonders bei Kindern ist zu beachten, dass die Strahlenexposition im jungen Lebensalter mit einem höheren Risiko von Folgeschäden einhergeht. Dagegen ist das Risiko im hohen Lebensalter am geringsten. Nach einer Studie von Harris und Horner et al. wurde nachgewiesen, dass das Risiko bei kleinen Kindern in etwa dreimal so hoch ist wie das Risiko bei einem 30-Jährigen (Harris et al. 2012).

5.1.7 Eingrenzung des Untersuchungsbereichs

Eingrenzende Faktoren zu den Untersuchungen dieser Arbeit liegen hauptsächlich in der Menge der zu vergleichenden Daten. Der Untersuchungszeitraum von Januar 2010 bis Juni 2013 deutet bereits auf die Schwierigkeit hin, eine entsprechende Anzahl von

Patienten mit dem Krankheitsbild einer chronischen Sinusitis zu sammeln. Serienuntersuchungen an lebenden Patienten sind aus ethischen Gründen nicht erlaubt und boten daher keine Alternative, die Anzahl der Bilddatensätze zu erhöhen. Aus den 321 generierten Bilddatensätzen aus Einzelaufnahmen an lebenden Patienten mussten aufgrund von unvollständiger Abbildung insgesamt 24 Bilddatensätze ausgeschlossen werden. Jeder Bilddatensatz wurde anhand der qualitativen Erkennbarkeit von 17 meist paarig angelegten anatomischen Strukturen bewertet. Die zu analysierende Datenmenge wurde durch das Produkt der Bilddatensätze mit der Anzahl der anatomischen Strukturen nachvollziehbar. Neben der Bewertung der Erkennbarkeit dieser Strukturen untersuchte man auch den Einfluss von Pathologien auf die Bildqualität. Durch den maßgeblichen Faktor der Übersichtlichkeit ergeben sich natürliche Grenzen dieser Studie. Zudem können veritable Ergebnisse und Aussagen zur Bildqualität in Abhängigkeit der Dosisstärke nur für den DVT-Gerätetyp 3DAccu-I-Tomo sicher getroffen werden. Wie die bereits diskutierten Vergleichsstudien zeigen, zeichnet sich besonders dieses Gerät durch seine qualitativ hochwertige Bilddarstellung aus. Referenzstudien zum Verhalten der Dosisstärke bzw. Expositionszeit zur Bildqualität wären mit weiteren DVT-Gerätetypen anzuraten.

5.1.8 Auswahl der anatomischen Parameter

Die im Kapitel „Methoden“ ausgewählten anatomischen Strukturen, welche für die qualitative Auswertung der Schnittbilder untersucht worden sind, ergaben sich aus der Vorgängerstudie mittels Serienaufnahmen an humanen Ganzkopfpräparaten (Bitterwolf et al. 2013). Damit das Resultat der reduzierten Einstellungsparameter verifiziert werden kann, mussten dementsprechend äquivalente Untersuchungen genau dieser Strukturen mittels Einzelaufnahmen an lebenden Patienten durchgeführt werden. Um eventuelle Abhängigkeiten oder Abweichungen des Verhaltens der Dosisabhängigkeit dieser Strukturen zu erkennen, war zunächst ein Vergleich beider Studien hilfreich. Die Ergebnisse der Schnittbildaufnahmen dieser Studie nach den ehemaligen DVT-Einstellungsparametern (Gruppe 1) in Bezug zu den Aufnahmen nach den neu festgelegten Einstellungsparametern (Gruppe 2) werden in diesem Kapitel noch diskutiert.

Dadurch, dass die wesentlichen Marker besonders der feinen knöchernen Strukturen wie die knöchernen Kanäle der Arteria ethmoidalis anterior / posterior und auch der Canalis des Nervus vidianus für die radiologischen Untersuchungen ausgewählt wurden, kann

die Fragestellung nach der Suffizienz bei der Auswahl der anatomischen Strukturen positiv beantwortet werden (Bitterwolf et al. 2013). Wie bereits weiter oben erwähnt, unterliegt die Beurteilung der DVT-Protokolle in jedem Fall der subjektiven Einschätzung des jeweiligen Begutachters. Für den operierenden Chirurgen sind Merkmale zu intraoperativen Risiken wie z.B. der Verlauf der Lamina cribrosa, die osteomeatale Einheit oder der Verlauf der Lamina papyracea essentiell wichtig, um Komplikationen vor der Operation vorhersehen zu können, um diese während der Operation einzuschätzen und entsprechende Maßnahmen einzuleiten (Cohnen 2010, Keros 1962, Kainz and Stammberger 1988).

5.2 Auswertung der Ergebnisse

Die Auswertung der Ergebnisse dieser Studie in Bezug auf die Dosisabhängigkeit der Strukturen bestätigen in weiten Teilen die Untersuchungen aus der Vorarbeit. Ebenfalls zeigten acht der 17 anatomischen Strukturen nur eine geringe bis gar keine Dosisabhängigkeit. Dazu zählen die Kiefernhöhlen, die knöchernen Kanäle der Arteria ethmoidalis anterior sowie die knöchernen Kanäle der Arteria ethmoidalis posterior, das Foramen rotundum, die Stirnhöhlenhinterwand und der Tränennasengang. Für die hohe Übereinstimmung ist hauptsächlich die Stärke der knöchernen Strukturen sowie ihre Größe verantwortlich. Markant ist allerdings, dass zwei der dosisunabhängigen Strukturen der vorliegenden Arbeit von denen aus der Vorarbeit abweichen. Es handelt sich hier um den Processus uncinatus und die knöcherne Begrenzung der Arteria carotis interna. Beide zeigten bei den Untersuchungen am lebenden Patienten infolge der reduzierten Strahlungsdosis eine schlechtere Erkennbarkeit und demzufolge eine höhere Dosisabhängigkeit. Die Ursache dieses Verhaltens geht möglicherweise auf einen Einfluss von Pathologien zurück, die in dieser Studie mit in die Bewertung eingeflossen sind. Zudem können an dieser Stelle auch Minderungen der Erkennbarkeit durch die Beschaffenheit des verwendeten DVT-Gerätetyps sowie die Untersuchung am lebenden Patienten als Ursache in Betracht gezogen werden. Die Aufnahmen wurden ausschließlich in sitzender Position des Patienten gemacht, da der Gerätetyp 3DAccu-I-Tomo allein diese Möglichkeit bietet. Diese Untersuchungsvariante birgt Potential für mögliche Qualitätseinbußen durch minimale Bewegungen des Patienten. Infolge der Parameterreduzierung wurde zwar der Rotationswinkel von zuvor 360° auf 180° reduziert und dadurch die Aufnahmezeit um 8,5 sec. verkürzt, allerdings waren im

Gegensatz zur Untersuchung der Präparate und des Phantomschädels keinerlei Bewegungen möglich.

Anders im Vergleich zur Vorarbeit und den darin neu festgelegten Röhrenparametern zeigten sich die Struktur des Canalis nervus vidianus und die Struktur des Os turbinale als nur gering bis gar nicht abhängig von der verabreichten Strahlungsdosis. Als wesentlicher Einfluss hierfür kann in Betracht gezogen werden, dass die Aufnahmen der Vorarbeit durch Bitterwolf et al. mit frisch aufgetauten humanen Ganzkopfpräparaten gemacht wurden. Der Aufnahmeprozess verlief jeweils über drei bis vier Stunden. Dabei haben die Präparate einen Teil ihrer Flüssigkeit verloren. Möglicherweise wurde dadurch eine Weichteilverschiebung in der Nasenhaupthöhle ausgelöst, die zu einzelnen Bildartefakten bzw. zu nicht stringent verlaufenden Resultaten bezüglich der Dosisabhängigkeit geführt haben könnte.

5.2.1 Patientengruppen und Bewertungsprozess

Der Zeitraum zur Aufnahme der DVT-Bilddatensätze erfolgte in zwei Untersuchungszeiträumen zwischen Januar 2010 und Juni 2013. Im ersten Untersuchungszeitraum von Januar 2010 bis Januar 2011 wurden 170 Bilddatensätze nach den damaligen Standardwerten der DVT-Röhrenparameter analysiert. Die zweite Erhebung von weiteren 170 Bilddatensätzen fand im Zeitraum von September 2012 bis Juni 2013 statt.

Beide Patientengruppen sind ebenmäßig über alle Altersstufen verteilt und bzgl. des Geschlechts weitestgehend gleichmäßig vertreten, welches die Vergleichbarkeit beider Gruppen nach statistischen Gesichtspunkten garantiert. Die Untersuchung an sich verlief nach einem stark standardisierten Prozess. Das kann als positiv für den Auswertungsprozess gesehen werden, da nach kurzer Einarbeitungsphase des Untersuchenden ein jeweils gleicher Auswertungsablauf folgte. Dadurch wurde das Risiko von Ablesefehlern minimiert und u.a. die Vollständigkeit der Ergebnisse durch die festgelegte Abfolge der Evaluation der chirurgischen Landmarken sichergestellt. Die ausschließliche Betrachtung des Krankheitsbildes einer chronischen Rhinosinusitis kann als Vorteil für die Untersuchung und Bewertung der Schnittbildqualitäten gesehen werden, da auf diese Weise Einflüsse von ggf. weiteren Krankheitsbildern ausgeschlossen werden, wodurch wiederum das Risiko von Fehleinschätzungen durch den Untersucher vermindert wird.

Es ist anzumerken, dass die Auswertung der Bildqualitäten durch einen nicht speziell in diesem Fachgebiet ausgebildeten Gutachter stattfand, welcher aber von einem fachkundigen Arzt betreut und angeleitet wurde. Daraus können verschiedene Vorteile, aber auch Risiken in Bezug auf die Bildbewertung abgeleitet werden. Nach dem im medizinischen Bereich bekannten Zweitmeinungsprinzip oder dem aus der Wirtschaft bewährten Vieraugenprinzip (engl. Two-man-rule) kann eine Beurteilung oder Bewertung eines Kriteriums durch einen weiteren Gutachter entweder bestätigt oder im Zweifelsfall auch widerlegt werden. Durch dieses Prinzip ist es möglich, den Unsicherheitsfaktor sowie den Subjektivitätseinfluss der Bewertungsgrundlage signifikant zu reduzieren. Der Grund, warum in dieser Studie die Entscheidung über die Einteilung der Schnittbilder in eine entsprechende Kategorie nur durch einen Gutachter getroffen wurde, besteht vor allem darin, dass die vorliegende Untersuchung als Bestätigung für eine bereits vorangegangene Studie durchgeführt und der Rahmen der Untersuchung dadurch eher eng gehalten wurde. Zudem stellt die Bewertung eines Schnittbildes durch zwei unabhängige Gutachter zum Teil ein technisches Problem dar. Die Einstellungen der zu bewertenden anatomischen Struktur müssen hierfür zweimal exakt gleichwertig vorgenommen werden. Darüber hinaus müssen Monitorkalibrierung, Lichtverhältnisse, Einstellung der Bildebene etc. identisch sein. Demzufolge steigt dann allerdings wieder der Anteil an subjektiver Einschätzung und das Risiko der ungleichen Bewertung.

5.2.2 Bewertung der Schnittbildqualität - Notenverteilung

Die Bildqualität wurde anhand der o.g. 17 anatomischen Parameter nach dem Maß der subjektiven Visualität bewertet und entsprechenden Kategorien zugeordnet. Demnach wurden den unterschiedlichen Bildqualitäten Notenwerte zugewiesen. Die Bewertung erfolgte anhand einer geradzahligen Skala nach dem Schulnotenprinzip von 1 - 4; d.h. Note 1 - *sehr gut* beurteilbar; Note 2 - *gut* beurteilbar; Note 3 - *schlecht* beurteilbar; Note 4 - Beurteilung *nicht möglich*. Eine in anderen Studien häufig verwendete „ungeradzahlige“ 5-stufige Zuordnung der Notenwerte wurde hier bewusst vermieden. Dieses Verfahren zwingt den Beurteiler zu einer Entscheidung zwischen guter oder schlechter Beurteilbarkeit der anatomischen Struktur (Dammert 2002, Brem et al. 2007). Somit wird der Trend zum Mittelwert vermieden, die statistische Auswertung zeigt eher eine klare Tendenz in Richtung höherer oder niedrigerer Bildqualität.

Zudem ermöglicht dieses Prinzip eine schnelle Auffassung der Ergebnisse und trägt zu einem besseren Verständnis sowie einer guten Darstellbarkeit der Bildqualität bei. Als teilweise herausfordernd zeigte sich bei der Evaluation der Bilder eine absolut eindeutige Zuordnung der Qualitätsstufen in die Notenkategorien. Dies war z.B. dann der Fall, wenn die Erkennbarkeit einzelner Strukturen hart an der Grenze zur nächst höheren oder nächst niedrigeren Notenkategorie lag. An dieser Stelle sollte gesagt werden, dass eine Einteilung in die am ehesten zutreffende Kategorie nach dem subjektiven Empfinden des Untersuchers stattfand. Dies kann niemals völlig ausgeschlossen werden, jedoch wird der Untersucher durch den standardisierten Untersuchungsprozess permanent in der objektiven Bewertung geschult. Die Notenvergabe erfolgte unter jeweils gleichen Voraussetzungen; bei Gruppe 1 mit den alten Standardeinstellungen der DVT-Röhrenparameter; bei Gruppe 2 mit den neu festgelegten Standardeinstellungen. Auch hier zeigt sich ein Vorteil der standardisierten Bewertung, da der Begutachter mit dem bereits bekannten Bewertungsprozess weiter verfahren konnte.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

5.3.1 Ursache und Wirkung

Die Evaluation der Bildqualitäten der Gruppe 1 und Gruppe 2 wurde nach identischem Bewertungsverfahren durchgeführt. Um mögliche Unterschiede beider Gruppen zwischen der rechten und linken Gesichtshälfte festzustellen zu können, erfolgte die Bewertung der anatomischen Parameter jeweils separat für beide Seiten und dies sowohl für die männlichen als auch für die weiblichen Patienten. Außerdem wurden eventuelle Pathologien der NNH und des osteomeatalen Überganges berücksichtigt und mit Hilfe des Lund-Mackay-Scores erfasst.

Der allgemeine Mittelwert, welcher die Bildqualität beider Gruppen widerspiegelt, ergab für Gruppe 1 einen Wert von $1,25 \pm 0,23$; bei Gruppe 2 einen Wert von $1,17 \pm 0,16$. Dieses positive Ergebnis im Sinne der dosisoptimierten DVT-Protokolle nach den Leitlinien des Strahlenschutzes überraschte jedoch. Die angenommene Prognose, welche infolge der Reduzierung der Einstellungsparameter von Gruppe 1 zu Gruppe 2 eine Minderung der Bildqualitäten postulierte, wurde nicht erfüllt. Die Ursache für den signifikanten Unterschied ($p < 0,001$) als Folge der reduzierten Einstellungsparameter kann in dem vermehrten Einfluss von Artefakten liegen. Die Ergebnisse deuten darauf

hin, dass im Falle der intensiver verwendeten Strahlendosis in Gruppe 1 vermehrt Artefakte aufgetreten sind, was sich folglich negativ auf die Bildqualität auswirkte. Ein weiterer Grund kann durch vereinzelt auftretende Metallartefakte gegeben sein. Diese können bei Patienten mit vorhandenen Metallimplantaten auftreten und so die Bildqualität negativ beeinflussen. Zudem ist eine Minderung der Notenwerte bei Gruppe 1 durch die Beschaffenheit des verwendeten DVT-Gerätetyps als Ursache naheliegend. Die Aufnahmen wurden ausschließlich in sitzender Position des Patienten gemacht, da der Gerätetyp 3DAccu-I-Tomo nur diese Möglichkeit bietet. Nach diesen Parametern war der Patient gezwungen, sich für 17,5 sec. so ruhig wie möglich zu verhalten. Nachvollziehbarerweise ist dies nicht immer absolut möglich, weshalb in vereinzelten Fällen Bewegungsartefakte die Qualität der Schnittbilder mindern. Die Aufnahmezeit bei Gruppe 1 entspricht einer fast doppelten Länge wie bei Gruppe 2. Daraus folgt zwangsläufig eine markante Differenz der Bewegungen der Patienten beider Gruppen.

Beim Vergleich der Ergebnisse beider Gesichtshälften ergab sich innerhalb der Gruppen ein nur marginaler Unterschied. Die gemittelten Notenwerte der rechten Gesichtshälfte zeigten bei Gruppe 1 Werte von $1,25 \pm 0,24$ sowie bei Gruppe 2 Werte von $1,17 \pm 0,17$. Bei der linken Gesichtshälfte ergaben sich durchschnittliche Werte von $1,25 \pm 0,24$ bei Gruppe 1 und $1,18 \pm 0,18$ bei Gruppe 2. Daraus kann abgeleitet werden, dass eine separate Beurteilung der anatomischen Strukturen beider Gesichtshälften nicht notwendig ist. In nachfolgenden Studien sollten diese Ergebnisse ggf. verifiziert werden.

Bei der festgestellten Variabilität der Notenverteilung infolge der qualitativen Unterschiede der folgenden anatomischen Parameter konnte zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 anhand der statistischen Auswertung keine Signifikanz nachgewiesen werden:

- Laterale Begrenzung der Kieferhöhle rechts / links
- Os turbinale rechts / links
- Knöcherne Begrenzung des N. infraorbitalis rechts / links
- Arteria ethmoidalis anterior et posterior rechts / links
- Lamina papyracea Schnittebene des Processus uncinatus links
- Lamina papyracea Schnittebene der A. ethmoidalis anterior links
- Lamina lateralis der Fossa olfactoria rechts / links

- Tränennasenweg rechts / links
- Knöcherne Begrenzung des N. opticus rechts / links
- Canalis nervus vidianus rechts / links
- Foramen rotundum rechts / links
- Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand rechts / links

Leicht abgrenzbar und stets *sehr gut* bis *gut* beurteilbar zeigte sich sowohl die rechte als auch die linke laterale Begrenzung der Kieferhöhle, ob mit bisherigen oder neuen Standardeinstellungen. Sie stellt jeweils eine gut zu verfolgende Begrenzung dar. Dies ist in erster Linie auf die Angrenzung zu dem luftgefüllten Raum - der Kieferhöhle - und dem damit einhergehenden starken Kontrast zur Umgebung zurückzuführen. Auch das Os turbinale stellte sich sowohl auf der linken als auch auf der rechten Gesichtshälfte stets *sehr gut* bis *gut* beurteilbar dar. Die Form und Größe wurde unabhängig der verwendeten Dosis stets *gut* dargestellt. Auch bei der knöchernen Ummauerung des N. infraorbitalis konnte auf beiden Seiten kein Unterschied nachgewiesen werden. Er ließ sich bei beiden Einstellungsparametern durchgehend mit *sehr gut* bis *gut* bewerten.

Die knöcherne Begrenzung des N. infraorbitalis liegt gewöhnlich im Dach der Kieferhöhle, sodass auch hier ein starker Kontrast zur Umgebung gegeben ist, was eine Beurteilung dieser Struktur erleichterte. Auch Pathologien der Kieferhöhlen oder des osteomeatalen Überganges zeigten nur einen gering positiven Einfluss auf die Bildqualität der lateralen Begrenzung der Kieferhöhle, des Os turbinale und des N. infraorbitalis. Die Ergebnisse der Darstellbarkeit der Lamina papyracea bei den unterschiedlichen Strahlendosen der Gruppen zeigten eine stets *gute* bis *sehr gute* Beurteilbarkeit, obwohl es sich bei der Lamina papyracea (lat. papyrus: „Papier“) um eine papierdünne Knochenschicht zwischen der Orbita und der Nasenhöhle handelt (Hoffmann 2015, Keros 1962). Diese Ergebnisse bestätigten sich sowohl auf der Schnittebene des Processus uncinatus als auch auf der Schnittebene der A. ethmoidalis anterior. Die Lamina papyracea bildet trotz ihrer geringen Dicke eine kontrastreiche Grenze zwischen dem sehr dunkel abgebildeten Nasenraum, da es sich hier um einen luftgefüllten Raum handelt und der etwas heller dargestellten Augenhöhle. Diese Darstellung ergibt sich durch die in der Augenhöhle liegenden Weichteile. Die Lamina lateralis der Fossa olfactoria und die Arteria ethmoidalis anterior et posterior waren in beiden Gruppen stets *sehr gut* bis *gut* beurteilbar. Hierdurch kann gezeigt werden, dass

die Erkennbarkeit sogar hauchdünner Strukturen infolge der reduzierten Parameter immer noch ausreichend ist. Obwohl es sich bei der Lamina lateralis der Fossa olfactoria um eine dünne, zarte Knochenschicht von ca. 0,05 mm (auf Schnittebene der A. ethmoidalis anterior) handelt und sie damit die dünnste Region der vorderen Schädelbasis darstellt, konnte sie bei beiden Gruppen jeweils als *sehr gut* darstellbar gewertet werden (Keros 1962, Hoffmann 2015).

5.3.2 Selektierte anatomische Strukturen

Die Festlegung der anatomischen Parameter ist grundsätzlich variabel, musste aber zu Beginn der gesamten Untersuchung festgelegt werden. Ihre Auswahl richtet sich wie oben erwähnt nach der Vorgängerstudie durch Bitterwolf et al. In besonderen Fällen besteht die Möglichkeit, anatomische Parameter allgemein von der Bewertung auszuschließen, um aussagekräftigere Ergebnisse zu erhalten. Um die Ergebnisse der Bildqualitäten zu präzisieren, wurden die folgenden anatomischen Parameter (jeweils rechtsseitig und linksseitig) von der Bewertung ausgeschlossen:

- Tränennasenweg
- Knöcherne Begrenzung des Nervus opticus
- Canalis nervus vidianus
- Foramen rotundum
- Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand
- Lamina papyracea auf der Schnittebene der A. ethmoidalis anterior

Der Ausschluss führte zu einer marginalen Verbesserung der Ergebnisgenauigkeit. Die Noten für die durchschnittliche Beurteilung lagen hier im Bereich von Note 1,00 bis 2,00. Das Ergebnis zeigt, dass in Gruppe 2 die maximal schlechteste Erkennbarkeit immer noch im Bereich der Notenkategorie *gut* beurteilbar liegt. Daher ist davon auszugehen, dass der allgemeine Mittelwert bezogen auf die Bewertung aller 17 anatomischen Strukturen das Ergebnis etwas zu positiv darstellt. In Studien von Lemieux et al. aus dem Jahre 2015 wurde die Präzession von 10 chirurgischen Landmarken mittels DVT untersucht. Anders als in der vorliegenden Studie wurden hier im Zuge der Auswertung keine Strukturen ausgeschlossen. Stattdessen wurden von vorne herein nur sehr feine, filigrane Strukturen bewertet. Somit zeigte die Auswertung insgesamt eine realistische Darstellung der Ergebnisse. Für folgende Untersuchungen

sollte diese Variante präferiert werden, um Fehlinterpretationen der Ergebnisse zu vermeiden (Lemieux 01.2016).

Der rechte sowie der linke Tränennasengang konnte in beiden Gruppen jeweils mit der Bestnote bewertet werden. Dies wird durch seine Größe und seine allseits von einer knöchernen Struktur umgebenden Lage begünstigt. Auch die knöchernen Begrenzungen des N. opticus, des Canalis nervus vidianus und des Foramen rotundum waren sowohl rechts als auch links bei beiden Gruppen durchgehend *sehr gut* zu erkennen. Ein Grund hierfür liegt in dem Vorteil der stets hyperdensen Darstellbarkeit von knöchernen Strukturen, woraus sich ein guter Kontrast zur Umgebung ergibt. In diesem Bereich waren auch keine evtl. beeinflussenden Pathologien zu finden.

5.3.3 Signifikante Unterschiede

Bei der Bewertung der folgenden Strukturen konnte nach der Evaluation der Notenwerte ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 festgestellt werden:

- Processus uncinatus rechts / links
- Lamina cribrosa rechts / links
- Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea rechts / links
- Nasenseptum

Der Processus uncinatus weist in Gruppe 1 eine höhere Bildqualität auf. Demgegenüber stehen die jeweils besseren Ergebnisse der Bildbewertung von Gruppe 2 für die Erkennbarkeit der Lamina cribrosa, der knöchernen Begrenzung des Canalis arteria carotidea und des Nasenseptums. Hinsichtlich der Bewertung der anatomischen Struktur des Processus uncinatus bei Gruppe 1 erfolgte die Einteilung in Kategorie *sehr gut* zu beurteilen ungleich öfter als in Gruppe 2. Dagegen stellte sich bei diesem Parameter in Gruppe 2 überwiegend der Notenwert 3 ein. Hierfür kann zum einen die geringere Strahlendosis (bei Gruppe 2) verantwortlich sein, zum anderen aber auch der nachweislich gering positive Effekt von Pathologien auf die Bildqualität im Bereich des osteomeatalen Überganges. Bei Gruppe 2 zeigten sich dagegen vermehrt Pathologien im Bereich des osteomeatalen Überganges. Dennoch wurde nur eine schwach positive Korrelation zwischen dem Lund-Mackay Score und dem allgemeinen Mittelwert nachgewiesen. Sowohl der rechte als auch der linke Processus uncinatus weisen in Gruppe 1 eine *sehr gute* und in Gruppe 2 eine *gute* Beurteilbarkeit auf. Ein signifikanter

Unterschied in der Beurteilung zwischen den beiden Gruppen wurde ebenso bei der Evaluation der Lamina cribrosa festgestellt. Ein möglicher Grund hierfür kann in den vermehrt auftretenden Pathologien zu finden sein.

5.3.4 Geschlechtergetrennte Vergleiche

Bei der Evaluation der Ergebnisse ist aufgefallen, dass ein signifikanter Unterschied in der Beurteilung der Strukturen zwischen männlichen und weiblichen Patienten besteht. In Gruppe 1 wies bei den männlichen Patienten der allgemeine Durchschnitt einen besseren Wert auf als bei den weiblichen Patienten dieser Gruppe. Aus dem weiter oben beschriebenen Verhältnis von Knochendicke/dichte zu verabreichter Strahlendosis ist an dieser Stelle ein gewisser Zusammenhang mit der erzeugten Bildqualität zu sehen. In Gruppe 2 konnten die Bildqualitäten der weiblichen Patienten mit einem besseren allgemeinen Durchschnittswert beurteilt werden. Hier kann angenommen werden, dass bei den männlichen Patienten ein höherer Einfluss durch Pathologien auf die Bildqualität ausschlaggebend ist.

5.3.5 Einflüsse von Pathologien

Zusätzlich zur Bildqualität wurden Einflüsse von Pathologien der NNH und des osteomeatalen Überganges auf die Bildqualität überprüft. Erwartungsgemäß konnte hier der Einfluss von Pathologien der NNH bzw. des osteomeatalen Überganges nachgewiesen werden. Es stellte sich eine schwach negative Korrelation ($r = 0,382$) zum allgemeinen Mittelwert heraus. Der Grund ist in der vermehrten Verschattung zu finden, durch welche die Schleimhäute schlechter von der Umgebung der zu untersuchenden anatomischen Struktur abgegrenzt werden können.

5.4 Bestätigung der Dosisreduktion als Schlussfolgerung

Durch die Resultate der vorangegangenen Untersuchung wurde gezeigt, dass mittels Anpassung der DVT-Röhrenparameter eine erhebliche Reduzierung der Strahlenexposition möglich war und dennoch eine zufriedenstellende Bildqualität erhalten blieb. Hierbei konnte die optimale applizierte Strahlendosis von 2,0 - 3,0 mGy für den Bereich der NNH ermittelt werden. Trotz der Dosisreduktion von 70 - 80 % lieferten die Untersuchungen Schnittbilder mit einer Qualität, welche den Ansprüchen des medizinischen Bedarfs genügt (Bitterwolf et al. 2013). Anhand der festgestellten Untersuchungsergebnisse der vorliegenden sowie der vorangegangenen Studie unserer Arbeitsgruppe kann die DVT als wichtigste bildgebende Methode der präoperativen

Diagnostik und Verlaufskontrolle neben der CT genannt werden. Mit der vorliegenden Arbeit wird gezeigt, dass anhand von 17 anatomischen Strukturen, welche überwiegend mit *sehr gut* und vereinzelt mit *gut* bewertet wurden, eine klinisch vertretbare Bildqualität infolge der neu festgelegten, reduzierten DVT-Röhrenparameter erreicht werden kann. Besonders die Erkennbarkeit der Lamina lateralis, der Fossa olfactoria, und der Arteria ethmoidalis anterior et posterior waren nach den neuen Standardwerten stets *sehr gut* bis *gut* beurteilbar. Hierdurch wird deutlich, dass die Erkennbarkeit sogar hauchdünner Strukturen infolge der reduzierten Parameter immer noch ausreichend ist. Allerdings wurde eine gering positive Korrelation von Pathologien der NNH auf die Bildqualität nachgewiesen.

Die Auswertung der Ergebnisse weist damit eine ausreichend wissenschaftlich überprüfte Grundlage für die Praxisanwendung der dosisoptimierten Protokolle der DVT nach. Demzufolge ist die Anwendung der neuen Standardeinstellungen der DVT mit den Parametern

- Stromstärke = 4 mA
- Spannung = 84kV
- Rotationswinkel = 180°

gerechtfertigt und analog dem ALARA-Prinzip zu empfehlen.

5.5 Ausblick

In vielen Studien wird der Vorteil der reduzierten Strahlendosis der DVT gegenüber der CT hervorgehoben. Die effektive Dosis derzeitiger DVT-Geräte - errechnet mit den Gewichtungsfaktoren nach ICRP von 2007 (Valentin 2007) - liegt im Durchschnitt bei $221 \mu\text{Sv} \pm 275 \mu\text{Sv}$ und bei $788 \mu\text{Sv} \pm 334 \mu\text{Sv}$ bei aktuellen CT-Systemen (DGZMK 2012). Dies verdeutlicht zum einen den Vorteil einer niedrigeren Strahlendosis vom DVT zum CT und zum anderen zeigt es die Notwendigkeit der Strahlenreduktion nach dem ALARA-Prinzip. Das Bundesamt für Strahlenschutz erneuert regelmäßig die Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen (Strahlenschutz 2010). Für DVT-Untersuchungen liegen derzeit keine eigenen diagnostischen Referenzwerte vor. Um entsprechende Referenzwerte zu entwickeln und optimal anzupassen, sollten über diese Studie hinaus weitere Untersuchungen im Sinne der weiteren Dosisreduktion durchgeführt werden.

6 Zusammenfassung

Die Digitale Volumentomografie (DVT) hat im letzten Jahrzehnt erheblich an Bedeutung gewonnen. Neben der CT stellt sie heute die wichtigste bildgebende Methode der präoperativen Diagnostik und Verlaufskontrolle dar. Sie wird angewandt, um Aufschluss über die Anatomie der Nase und Nasennebenhöhlen (NNH), der vorderen Schädelgrube, der Laterobasis, des Temporalknochens und der Gehörknöchelchen zu geben und dementsprechend mögliche intraoperative Risiken zu minimieren (Stuck et al. 2012, Bremke et al. 2009a, Kontorinis et al. 2011, Kontorinis et al. 2012). Die seit dem Jahr 1998 stetig weiterentwickelte DVT-Technologie erfasst anders als die CT eine zu untersuchende Region in nur einem Umlauf (Schwenzer and Ehrenfeld 2010) und ermöglicht mittels geringer Schichtdicke von bis zu 0,125 mm eine gute Raumdarstellung (CV Dalchow et al. 2006). Aus den zylindrischen Volumen der Bilddatensätze lassen sich Schnittbilder der drei verschiedenen orthogonalen Ebenen - coronar, sagittal und axial - rekonstruieren sowie kleinste knöcherne Strukturen darstellen (Pasler 2008).

Nach der Leitlinie des Strahlenschutzes sowie der Röntgenverordnung muss jede Durchführung einer Bildgebung stets mit der kleinstmöglichen Strahlendosis und zugleich suffizienten Bildqualität nach dem ALARA-Prinzip erfolgen (Strahlenschutz 2008). Um diesen Vorschriften gerecht zu werden, wurden in einer vorangegangenen Studie bereits entsprechende DVT-Untersuchungen an einem Phantomschädel sowie an drei humanen Ganzkopfpräparaten durchgeführt. Für die NNH konnte ein Optimierungsbereich von 2,0 - 3,0 mGy applizierter Strahlendosis und für das Felsenbein von 3,0 - 4,0 mGy als optimal ermittelt werden (Bitterwolf et al. 2013). Zusätzlich wurde in weiteren Untersuchungen nachgewiesen, dass durch Änderung des Rotationswinkels von 360° zu 180° eine Dosisreduktion von 50 % möglich ist und bei niedriger Strahlenexposition die Bildqualität dennoch ausreichend bleibt. Auf Basis dieser Untersuchungen wurden daher die Einstellungen der DVT-Röhrenparameter von „4 mA; 84 kV; 180°; → CTDI = 2,4mGy“ für den klinischen Alltag neu festgelegt (Güldner et al. 2012a). Allerdings konnte bisher der Zusammenhang zwischen dem idealen Verhältnis von minimaler Strahlendosis und bestmöglicher Bildqualität mittels DVT nicht abschließend geklärt werden, da Serienuntersuchungen mit Verwendung von Röntgenstrahlung an lebenden Patienten aus ethischen und strahlenrechtlichen Vorschriften nicht zulässig sind (Bitterwolf et al. 2013).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher, die Bildqualität von 165 Bilddatensätzen (i.F. Gruppe 1), aufgenommen mit den bisherigen Standardeinstellungen der DVT-Röhrenparameter (Durchschnittswerte: 5 mA; 88 kV; 360°; → CTDI 6,6 mGy), mit der Bildqualität von 151 Bilddatensätzen (i.F. Gruppe 2), nach den neu festgelegten Standardeinstellungen (Durchschnittswerte: 4 mA; 85 kV; 180°; → CTDI 2,9 mGy) für die Anwendung im klinischen Alltag zu untersuchen, entsprechend zu bewerten und eine Äquivalenz der Beurteilbarkeit trotz Dosisunterschied zu beweisen. Somit soll eine wissenschaftliche Grundlage für die Praxisanwendung der dosisoptimierten Protokolle der DVT geschaffen werden.

Die Qualität der Bilddatensätze beider Gruppen wurde anhand von 17 (davon 16 paarig angelegten) anatomischen Strukturen, welche wichtige chirurgische Landmarken darstellen, analysiert und entsprechenden Notenkategorien zugeordnet. Die Bewertung erfolgte nach dem Schulnotenprinzip: Note 1 - *sehr gut* beurteilbar; Note 2 - *gut* beurteilbar; Note 3 - *schlecht* beurteilbar; Note 4 - Beurteilung *nicht möglich*. Die Aufsummierung dieser Notenwerte ergab einen Mittelwert-gesamt von 33 Punkten für die bestmögliche Bildqualität (Note 1) und einen Mittelwert-gesamt von 132 Punkten für die schlechtmögliche Bildqualität (Note 4). Um einen denkbaren Einfluss von Pathologien der Nase und NNH auf die Bildqualität feststellen zu können, wurden die Bilddatensätze zusätzlich nach dem Lund-Mackay Score bewertet. Diese Kategorisierung richtet sich nach dem Maß der radiologischen Verschattung.

Infolge dieser Untersuchungen konnte ein signifikanter Unterschied ($p = 0,001$) in der Beurteilung der anatomischen Strukturen zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 festgestellt werden. Entgegen den Erwartungen zeigen die Ergebnisse eine bessere Bildqualität mit den neu festgelegten DVT-Röhrenparametern. Das kann auf den Einfluss von vermehrt auftretenden Artefakten bei einer höheren Strahlendosis zurückgeführt werden. Zudem wurde der Rotationswinkels von 360° auf 180° und damit die Aufnahmezeit um 8,5 sec. reduziert. Daraus folgt, dass sich bei Gruppe 1 durch vermehrt auftretende Bewegungsartefakte die Bildqualität verschlechtert. Die anatomischen Strukturen wurden sowohl in Gruppe 1 als auch in Gruppe 2 stets *sehr gut* bis *gut* dargestellt. Zusätzlich wurde eine gering negative Korrelation ($r = 0,382$) der Pathologien der NNH auf die Bildqualität nachgewiesen.

Die Auswertung der Ergebnisse weist eine ausreichend wissenschaftlich überprüfte Grundlage für die Praxisanwendung der dosisoptimierten Protokolle der DVT nach.

Demzufolge sind die neuen Standardeinstellungen der DVT-Röhrenparameter weiterhin zu empfehlen und analog dem ALARA-Prinzip in der Praxis anzuwenden. Über die Ergebnisse dieser Arbeit hinaus liegen jedoch derzeit noch keine diagnostischen Referenzwerte für die applizierte Strahlendosis der DVT vor (i.d.R. jährlich herausgegeben durch das Bundesamt für Strahlenschutz). Um entsprechende Referenzwerte zu entwickeln und optimal anzupassen, sollten in der Zukunft in diesem Bereich weitere Studien durchgeführt werden.

Summary

During the last decade Digital Volume Tomography has become increasingly important. Along with CT it is the most relevant imaging technique concerning preoperative and follow-up diagnostics evaluation. It is used to provide information about the anatomy of the nose, the paranasal sinuses, the anterior and lateral skull base, the temporal bone and the ossicles and thereby to minimize intraoperative risks (Stuck et al. 2012, Bremke et al. 2009a, Kontorinis et al. 2011, Kontorinis et al. 2012).

DVT, which has been constantly developed since 1998, needs in comparison to the technique of CT just one rotation around the region of interest for imaging (Schwenzer and Ehrenfeld 2010) and it enables a good spatial representation with a layer thickness of up to 0,125 mm (CV Dalchow et al. 2006). Out of specific cylindrical volumes it is possible to generate section images of the coronar-, sagittal- und axial-sections and also it is possible to visualize smallest anatomical structures (Pasler 2008).

Regarding to the guiding principles of the radiation protection and to the official German X-Ray Regulation every single examination has to be performed with the smallest amount of radiation dosage and simultaneously with the best image quality (ALARA principle) (Strahlenschutz 2008). In order to comply with these principles, previous studies with DVT were implemented on a phantom skull as well as on three deep frozen human complete heads. An optimal range of the dosage for evaluation of the paranasal sinuses of 2.0 to 3.0 mGy was found and for the petrous bone from 3.0 to 4.0 mGy (Bitterwolf et al. 2013). Further examination showed that a dose reduction of 50 % is possible by changing the rotation angle from 360° to 180° maintaining the quality of imaging. Based on these findings standard settings were implemented at „4 mA; 84 kV; 180°; → CTDI 2.4 mGy“ for daily clinical practice (Güldner et al. 2012a). Since ethical requirements and rules of radiation protection do not allow a series of comparative examinations on living human beings, the ideal relation between minimal dosage and best imaging quality has not yet been confirmed.

Caused by that issue this study was carried out. There for the quality of 165 sectional images - using the previous standard DVT settings (average values: 5m A; 88 kV; 360°; → CTDI 6.6 mGy) were taken, evaluated and compared with the quality of 151 sectional images - using the new defined standard DVT settings (average values: 4 mA;

85 kV; 180°; → CTDI 2.9 mGy). The results should provide a scientific basis for dosage optimized DVT protocols applicable at the everyday practice.

The image quality of both groups was analysed by the evaluation of 17 important surgical anatomic structures (16 of them were two paired structures). According to the recognizable visibility, a special score was assigned, which was based on a German school performance grading system: 1 - Excellent, 2 - well, 3 - poor, 4 - not evaluable. The summation of the grades can lead to a possible score of 33 for best image quality (grade 1) or a score of 132 for the worst quality (grade 4). To find out a possible influence of pathologies of the nose and paranasal sinuses to the image quality, the images were analysed using the Lund-Mackay score. This classification followed the extents of radiological shade level.

The results of this examination showed a significant difference ($p = 0.001$) of the image quality of anatomical structures between the two groups. Contrary to the expected results, the investigation showed even a better image quality by using the new defined settings of the DVT. This could be caused by the influence of more artefacts when using higher dosages. All anatomical structures in group 1 as well in group 2 were always excellent or well visible. In addition a positive correlation ($r = 0.382$) between pathologies of the paranasal sinuses and image quality could be shown.

The evaluation of the results establishes a sufficient scientific proven basis for using dosage-optimized protocols of DVT in daily practice. That is why the newly defined settings of DVT are still recommendable and should be used in daily practice in accordance to the ALARA principle. In addition to these results there are no reference values for the applied radiation dosage by using DVT (normally given by the „Bundesamt für Strahlenschutz“ once a year). Further research is required, to generate these reference settings and to optimize them in order to get the radiation exposure as low as possible while the picture quality will stay sufficient.

Literaturverzeichnis

- Aschendorff, A., Klenzner, T., Arndt, S., Beck, R., Schild, C., Roddiger, L., Maier, W. and Laszig, R. (2011) 'Insertion results for Contour and Contour Advance electrodes: Are there individual learning curves?', *HNO*, 59(5), 448-452.
- Baba, R., Ueda, K. and Okabe, M. (2004) 'Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging', *Dento maxillo facial radiology* 33, 285-290.
- Becker, K. W. (2002) 'Anmerkungen zur Geschichte der anatomischen Sektion', Saarbrücken: Staden-Verlag.
- Bitterwolf, L., Lünzner, K., Heinrichs, J., Diogo, I., Wiegand, S., Teymoortash, A. and Güldner, C. (2013) 'Imaging quality and dosage in ENT-what do we really need?', *Laryngorhinootologie*, 92(5), 332-7.
- BRD, B. d. (2014) § 32 *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV)*, "Röntgenverordnung in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S. 604), die zuletzt durch Artikel 6 der Verordnung vom 11. Dezember 2014 (BGBl. I S. 2010) geändert worden ist"; Neugefasst durch Bek. v. 30. 4.2003 I 604; zuletzt geändert durch Art. 6 V v. 11.12.2014 I 2010, Juris GmbH.
- Brem, M. H., Zamani, A. A., Riva, R., Zou, K. H., Rumboldt, Z., Hennig, F. F., Kikinis, R., Norbash, A. M. and Schoepf, U. J. (2007) 'Multidetector CT of the paranasal sinus: potential for radiation dose reduction', *Radiology*, 243(3), 847-52.
- Bremke, M., Leppek, R. and Werner, J. A. (2010) 'Digital volume tomography in ENT medicine', *HNO*.
- Bremke, M., Sesterhenn, A. M., Murthum, T., Al Hail, A., Bien, S. and Werner, J. A. (2009a) 'Digital volume tomography (DVT) as a diagnostic modality of the anterior skull base', *Acta Otolaryngol*, 129(10), 1106-14.
- Bremke, M., Wiegand, S., Sesterhenn, A. M., Eken, M., Bien, S. and Werner, J. A. (2009b) 'Digital volume tomography in the diagnosis of nasal bone fractures', *Rhinology*, 47(2), 126-31.
- Brenner, H. G., O.; Hakulinen, T. (2004) 'Period analysis for 'up-to-date' cancer survival data: theory, empirical evaluation, computational realisation and applications', *European journal of cancer*.
- Bundesregierung, D. (2010) *Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen*, Bundesanzeiger.
- Burke, T. F., Guertler, A. T. and Timmons, J. H. (1994) 'Comparison of sinus x-rays with computed tomography scans in acute sinusitis', *Academic emergency medicine : official journal of the Society for Academic Emergency Medicine*, 1(3), 235-9.
- Cohnen, M. (2010) 'Radiological diagnosis of the paranasal sinuses', *Radiologe*, 50(3), 277-94; 95-6.
- Coppenrath, E., Draenert, F., Lechel, U., Veit, R., Meindl, T., Reiser, M. and Mueller-Lisse, U. (2008a) 'Cross-sectional imaging in dentomaxillofacial diagnostics: dose comparison of dental MSCT and NewTom 9000 DVT', *Rofo*, 180(5), 396-401.
- Coppenrath, E., Draenert, F., Lechel, U., Veit, R., Meindl, T., Reiser, M. and Mueller-Lisse, U. (2008b) 'Cross-sectional imaging in dentomaxillofacial diagnostics: dose comparison of dental MSCT and NewTom 9000 DVT', *Rofo*, 180(5), 396-401.
- Dalchow, C., Weber, A., Bien, S., Yanagihara, N. and Werner, J. (2006) 'Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss.', *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 263(2), 92-9.
- Dalchow, C. V., Weber, A. L., Yanagihara, N., Bien, S. and Werner, J. A. (2006) 'Digital volume tomography: radiologic examinations of the temporal bone', *AJR Am J Roentgenol*, 186(2), 416-23.
- Dammann, F. M.-T., E.; Remy, C.; Pereira, P. L.; Baumann, I.; Koitschev, A.; Claussen, C. D. (2000) 'Strahlenexposition bei der Spiral-CT der Nasennebenhöhlen', In: *RöFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 172 (3), S. 232-237.
- Dammert, S. F., M.; Merten, H. A.; Obernauer, S.; Grabbe, E. (2002) 'Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) beim Mittelgesichts-trauma: Optimierung der Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter', In: *RöFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 172 (3), S. 232-237, 174 (7), S. 874-879.

- DGZMK (2012) 'S1-Empfehlung: Dentale Volumentomographie (DVT)', [online], available].
- Eckard, W. U. (2008) '*Geschichte der Medizin*', Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Eggers, G., Klein, J., Welzel, T. and Muhling, J. (2008) 'Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography', *Br J Oral Maxillofac Surg*, 46(8), 639-44.
- Glasser, O. (1992) *Wilhelm Conrad Röntgen and the Early History of the Roentgen Rays*, U.S.: Norman Publishing.
- Gocht, H. (1897) *Text zu: 'Therapeutische Verwendung der Röntgenstrahlen'*.
- Göttingen, U. (15.01.2015) 'Funktionsweise der Röntgenröhre', [online], available: <https://lp.uni-goettingen.de/get/text/6639> [Accessed 11:32 Uhr].
- Grigat, K. P. (2002) 'Geschichte der Bildgebung in der Medizin - von Morphologie und Funktion', in *Detmold*, 1-14.
- Göldner, C., Diogo, I., Windfuhr, J., Bien, S., Teymoortash, A., Werner, J. A. and Bremke, M. (2011) 'Analysis of the fossa olfactoria using cone beam tomography (CBT)', *Acta Otolaryngol*, 131(1), 72-8.
- Göldner, C., Ningo, A., Voigt, J., Diogo, I., Heinrichs, J., Weber, R., Wilhelm, T. and Fiebich, M. (2012a) 'Potential of dosage reduction in cone-beam-computed tomography (CBCT) for radiological diagnostics of the paranasal sinuses', *Eur Arch Otorhinolaryngol*.
- Göldner, C., Weiss, R., Eivazi, B., Bien, S., Werner, J. A. and Diogo, I. (2012b) 'Intracochlear electrode position : Evaluation after deep insertion using cone beam computed tomography', *HNO*.
- Harris, D., Horner, K., Grondahl, K., Jacobs, R., Helmrot, E., Benic, G. I., Bornstein, M. M., Dawood, A. and Quirynen, M. (2012) 'E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw', *Clin Oral Implants Res*, 23(11), 1243-53.
- Hendee, W. R. and Edwards, F. M. (1986) 'ALARA and an integrated approach to radiation protection', *Semin Nucl Med*, 16(2), 142-50.
- Hidajat, N. (2001) '*Bestimmung und Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der Computertomographie - Methoden, Probleme und Lösungsmöglichkeiten*', unpublished thesis (Habilitationsschrift)
- Hoffmann, K. (2015) '*Evaluation des Potentials der Dosisreduktion in der Computertomographie der Nase und Nasennebenhöhlen unter Berücksichtigung der klinisch notwendigen Bildqualität*', unpublished thesis Philipps-Universität Marburg.
- Holberg, C., Steinhäuser, S., Geis, P. and Rudzki-Janson, I. (2005) 'Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations', *J Orofac Orthop*, 66(6), 434-44.
- Kainz, J. and Stammberger, H. (1988) 'The roof of the anterior ethmoid: a locus minoris resistentiae in the skull base', *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)*, 67(4), 142-9.
- Keros, P. (1962) 'On the practical value of differences in the level of the lamina cribrosa of the ethmoid.', *Z Laryngol Rhinol Otol*, 41, 809-13.
- Knorgen, M., Brandt, S. and Kosling, S. (2012) 'Comparison of quality on digital X-ray devices with 3D-capability for ENT-clinical objectives in imaging of temporal bone and paranasal sinuses', *Rofo*, 184(12), 1153-60.
- Kontorinis, G., Giesemann, A. M., Witt, T., Goetz, F. and Schwab, B. (2011) 'Controlling the position and the dislocation of the middle ear transducer with high-resolution computed tomography and digital volume tomography: implications for the transducers' design', *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 269(4), 1103-1110.
- Kontorinis, G., Goetz, F., Giourgas, A., Lenarz, T., Lanfermann, H. and Giesemann, A. M. (2012) 'Radiological diagnosis of incomplete partition type I versus type II: significance for cochlear implantation', *Eur Radiol*, 22(3), 525-32.
- Kurzweg, T., Dalchow, C. V., Bremke, M., Majdani, O., Kureck, I., Knecht, R., Werner, J. A. and Teymoortash, A. (2011) 'The value of digital volume tomography in assessing the position of cochlear implant arrays in temporal bone specimens', *Ear Hear*, 31(3), 413-9.
- Kütterer, G. (2005) *Die Röntgentechnik in ihren ersten beiden Jahrzehnten*, Norderstedt: Bod-Verlag.

- Kyriakou, Y., Kolditz, D., Langner, O., Krause, J. and Kalender, W. (2011) 'Digital Volume Tomography (DVT) and Multislice Spiral CT (MSCT): an Objective Examination of Dose and Image Quality', *Rofo*.
- Lemieux, G. C., J.P.; Flores-Mir, C.; Secanell, M.; Hart, A.; Lagravere, M.O. (01.2016) 'Precision and accuracy of suggested maxillary and mandibular landmarks with cone-beam computed tomography for regional super impositions: An in vitro study', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 149, Pages 67–75.
- Leunig, A., Betz, C. S., Sommer, B. and Sommer, F. (2008) 'Anatomic variations of the sinuses; multiplanar CT-analysis in 641 patients', *Laryngorhinootologie*, 87(7), 482-9.
- Liang, X., Jacobs, R., Hassan, B., Li, L., Pauwels, R., Corpas, L., Souza, P. C., Martens, W., Shahbazian, M., Alonso, A. and Lambrichts, I. (2009) 'A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality', *Eur J Radiol*.
- Liang, X., Lambrichts, I., Sun, Y., Denis, K., Hassan, B., Li, L., Pauwels, R. and Jacobs, R. (2010) 'A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy', *Eur J Radiol*, 75(2), 270-4.
- Loubele, M., Bogaerts, R., Van Dijck, E., Pauwels, R., Vanheusden, S., Suetens, P., Marchal, G., Sanderink, G. and Jacobs, R. (2009) 'Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications', *Eur J Radiol*, 71(3), 461-8.
- Lund, H., Grondahl, K. and Grondahl, H. G. (2009) 'Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accutomo tomograms obtained with different reconstruction techniques', *Dentomaxillofac Radiol*, 38(6), 379-86.
- Lund, V. J. and Kennedy, D. W. (1997) 'Staging for rhinosinusitis', *Otolaryngol Head Neck Surg*, 117(3 Pt 2), S35-40.
- Lund, V. J. and Mackay, I. S. (1993) 'Staging in rhinosinusitis', *Rhinology*, 31(4), 183-4.
- Maillet, M., Bowles, W. R., McClanahan, S. L., John, M. T. and Ahmad, M. (2011) 'Cone-beam Computed Tomography Evaluation of Maxillary Sinusitis', *Journal of Endodontics*, 37(6), 753-757.
- Mihaljevic, M., Kramer, M. and Gomercic, H. (2009) 'CT- und MRT- Atlas: Transversalanatomie des Hundes', Enke-Verlag.
- Miracle, A. C. and Mukherji, S. K. (2009a) 'Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles', *AJNR Am J Neuroradiol*, 30(6), 1088-95.
- Miracle, A. C. and Mukherji, S. K. (2009b) 'Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications', *AJNR Am J Neuroradiol*, 30(7), 1285-92.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P. T. and Andreis, I. A. (1998) 'A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results', *Eur Radiol*, 8(9), 1558-64.
- Offergeld, C., Kromeier, J., Aschendorff, A., Maier, W., Klenzner, T., Beleites, T., Zahnert, T., Schipper, J. and Laszig, R. (2007) 'Rotational tomography of the normal and reconstructed middle ear in temporal bones: an experimental study', *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 264(4), 345-51.
- Oluwole, M., Russell, N., Tan, L., Gardiner, Q. and White, P. (1996) 'A comparison of computerized tomographic staging systems in chronic sinusitis', *Clin Otolaryngol Allied Sci*, 21(1), 91-5.
- Palomo, J. M., Rao, P. S. and Hans, M. G. (2008) 'Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose', *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 105(6), 773-82.
- Pasler, F. A. (2008) 'Zahnärztliche Radiologie', 5 ed., Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Pinsky, H. M., Dyda, S., Pinsky, R. W., Misch, K. A. and Sarment, D. P. (2006) 'Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT', *Dentomaxillofac Radiol*, 35(6), 410-6.
- Prins, R., Dauer, L. T., Colosi, D. C., Quinn, B., Kleiman, N. J., Bohle, G. C., Holohan, B., Al-Najjar, A., Fernandez, T., Bonvento, M., Faber, R. D., Ching, H. and Goren, A. D. (2011) 'Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses', *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 112(4), 502-7.
- Ramming, J., Waller, T. and Ramming, M. 'Die digitale Volumentomographie (DVT) in der HNO-Praxis Geräte, Indikationen und Anwendungsspektra', *HNO-Forum* 15, 54-61.

- Rothenberg, L. N. and Pentlow, K. S. (1992) 'Radiation-Dose in Ct', *Radiographics*, 12(6), 1225-1243.
- Rottke, D., Patzelt, S., Poxleitner, P. and Schulze, D. (2013) 'Effective dose span of ten different cone beam CT devices', *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(7).
- Ruben, J. (2011) '*Somatotope Organisation des sekundären somatosensorischen Kortex des Menschen*', Klinik für Neurologie der Medizinischen Fakultät Charité Berlin.
- Savvateeva, D. M., Güldner, C., Murthum, T., Bien, S., Teymoortash, A., Werner, J. A. and Bremke, M. (2010) 'Digital volume tomography (DVT) measurements of the olfactory cleft and olfactory fossa', *Acta Otolaryngol*, 130(3), 398-404.
- Schulze, R., Haßfeld, S. and Schulze, D. (2009) 'S1-Empfehlung Dentale Volumentomographie', [online], available:
http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/S1_Empfehlung_Dentale_Volumentomographie.pdf [Accessed 15.02.2015].
- Schwenzer, N. and Ehrenfeld, M. (2010) '*Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Zahnärztliche Chirurgie*', 4. ed., Georg-Thieme Verlag.
- Simmen, D., Raghavan, U., Briner, H. R., Manestar, M., Schuknecht, B., Groscurth, P. and Jones, N. S. (2006) 'The surgeon's view of the anterior ethmoid artery', *Clin Otolaryngol*, 31(3), 187-91.
- Strahlenschutz, B. f. (2008) 'Strahlung/ Strahlenschutz, Eine Information des Bundesamtes für Strahlenschutz, paper presented at Salzgitter,
- Strahlenschutz, B. f. r. (2010) 'Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen', *Bundesanzeiger*.
- Strahlenschutzkommission (2013) 'Jahresbericht 2013 der Strahlenschutzkommission', *Bundesanzeiger*.
- Stuck, B. A., Bachert, C., Federspil, P., Hosemann, W., Klimek, L., Mosges, R., Pfaar, O., Rudack, C., Sitter, H., Wagenmann, M., Weber, R. and Hormann, K. (2011) 'Rhinosinusitis guidelines-unabridged version : S2 guidelines from the German Society of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery', *HNO*.
- Stuck, B. A., Huelse, R. and Barth, T. J. (2012) 'Intraoperative cone beam computed tomography in the management of facial fractures', *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(10), 1171-1175.
- Valentin, J. (2007) 'The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection', *Publication 103*, 332.

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1: Der Computertomograph.....</i>	<i>5</i>
<i>Abb. 2: schematische Darstellung eines Digitalen Volumentomographen (Quelle: Funktion des DVT, nach Abbildung aus http://www.hno-zentrum-regensburg.de/typo3temp/pics/fl2647757e.jpg)</i>	<i>15</i>
<i>Abb. 3: Coronare Ebene.....</i>	<i>16</i>
<i>Abb. 4: Sagittale Ebene</i>	<i>16</i>
<i>Abb. 5: Axiale Ebene</i>	<i>16</i>
<i>Abb. 6: 3D Accu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2F17.....</i>	<i>17</i>
<i>Abb. 7: Die ROI wird mit Hilfe eines Visierlasers markiert</i>	<i>18</i>
<i>Abb. 8: rechte laterale Kieferhöhlenwand durchgehend sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>23</i>
<i>Abb. 9: rechte laterale Kieferhöhlenwand gut beurteilbar</i>	<i>23</i>
<i>Abb. 10: rechte laterale Kieferhöhlenwand schlecht beurteilbar</i>	<i>24</i>
<i>Abb. 11: Processus uncinatus rechts komplett sehr gut beurteilbar</i>	<i>25</i>
<i>Abb. 12: Processus uncinatus rechts gut beurteilbar</i>	<i>25</i>
<i>Abb. 13: Processus uncinatus links schlecht beurteilbar</i>	<i>25</i>
<i>Abb. 14: Processus uncinatus rechts Beurteilung nicht möglich</i>	<i>26</i>
<i>Abb. 15: Os turbinale rechts sehr gut zu beurteilen.....</i>	<i>26</i>
<i>Abb. 16: Os turbinale gut beurteilbar</i>	<i>26</i>
<i>Abb. 17: Os turbinale schlecht zu beurteilen</i>	<i>27</i>
<i>Abb. 18: Beurteilung des Os turbinale nicht möglich</i>	<i>27</i>
<i>Abb. 19: Nervus infraorbitalis sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>28</i>
<i>Abb. 20: Nervus infraorbitalis gut beurteilbar.....</i>	<i>28</i>
<i>Abb. 21: Nervus infraorbitalis schlecht zu beurteilen.....</i>	<i>29</i>
<i>Abb. 22: Lamina papyracea sehr gut beurteilbar</i>	<i>30</i>
<i>Abb. 23: Lamina papyracea gut beurteilbar</i>	<i>30</i>
<i>Abb. 24: Lamina papyracea schlecht beurteilbar</i>	<i>31</i>
<i>Abb. 25: Der osteomeatale Übergang zeigt sich ohne Verschattung -keine Pathologie</i>	<i>32</i>
<i>Abb. 26: Der osteomeatale Übergang ist pathologisch</i>	<i>32</i>
<i>Abb. 27: sagittale Schnittebene: Pfeil weist auf A. ethmoidalis und ihre knöcherne Begrenzung hin.....</i>	<i>33</i>
<i>Abb. 28: Arteria ethmoidalis anterior sehr gut beurteilbar</i>	<i>33</i>
<i>Abb. 29: Arteria ethmoidalis anterior gut beurteilbar</i>	<i>34</i>
<i>Abb. 30: Arteria ethmoidalis anterior schlecht beurteilbar</i>	<i>34</i>
<i>Abb. 31: Arteria ethmoidalis anterior Beurteilung nicht möglich</i>	<i>34</i>
<i>Abb. 32: Lamina papyracea sehr gut beurteilbar</i>	<i>35</i>
<i>Abb. 33: Lamina papyracea gut beurteilbar</i>	<i>35</i>
<i>Abb. 34: Lamina papyracea schlecht beurteilbar</i>	<i>36</i>
<i>Abb. 35: Lamina lateralis der Fossa olfactoria sehr gut beurteilbar</i>	<i>37</i>
<i>Abb. 36: Lamina lateralis der Fossa olfactoria gut beurteilbar</i>	<i>37</i>
<i>Abb. 37: Lamina lateralis der Fossa olfactoria schlecht beurteilbar</i>	<i>38</i>
<i>Abb. 38: Lamina cribrosa sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>39</i>

<i>Abb. 39: Lamina cribrosa gut beurteilbar</i>	<i>39</i>
<i>Abb. 40: Lamina cribrosa schlecht beurteilbar.....</i>	<i>40</i>
<i>Abb. 41: Beurteilung der Lamina cribrosa nicht möglich.....</i>	<i>40</i>
<i>Abb. 42: Arteria ethmoidalis posterior sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>41</i>
<i>Abb. 43: sagittale Schnittebene mit Sicht auf die knöcherne Ummauerung der Arteria ethmoidalis posterior</i>	<i>41</i>
<i>Abb. 44: Arteria ethmoidalis posterior gut beurteilbar</i>	<i>41</i>
<i>Abb. 45: Arteria ethmoidalis posterior schlecht zu beurteilen.....</i>	<i>42</i>
<i>Abb. 46: Arteria ethmoidalis posterior Beurteilung nicht möglich.....</i>	<i>42</i>
<i>Abb. 47: Nervus opticus sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>43</i>
<i>Abb. 48: Nervus opticus gut beurteilbar</i>	<i>43</i>
<i>Abb. 49: Nervus opticus schlecht beurteilbar</i>	<i>44</i>
<i>Abb. 50: Canalis nervus vidianus sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>44</i>
<i>Abb. 51: Canalis nervus vidianus gut beurteilbar.....</i>	<i>44</i>
<i>Abb. 52: Canalis nervus vidianus schlecht beurteilbar.....</i>	<i>45</i>
<i>Abb. 53: Beurteilung des Canalis nervus vidianus nicht möglich.....</i>	<i>45</i>
<i>Abb. 54: Foramen rotundum sehr gut beurteilbar</i>	<i>45</i>
<i>Abb. 55: Foramen rotundum gut beurteilbar</i>	<i>46</i>
<i>Abb. 56: Foramen rotundum schlecht beurteilbar</i>	<i>46</i>
<i>Abb. 57: Canalis arteria carotidea sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>47</i>
<i>Abb. 58: Canalis arteria carotidea gut beurteilbar</i>	<i>48</i>
<i>Abb. 59: Canalis arteria carotidea schlecht beurteilbar</i>	<i>48</i>
<i>Abb. 60: Canalis arteria carotidea Beurteilung nicht möglich.....</i>	<i>49</i>
<i>Abb. 61: Tränennasengang sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>50</i>
<i>Abb. 62: Tränennasengang gut beurteilbar</i>	<i>50</i>
<i>Abb. 63: Stirnhöhlenhinterwand sehr gut beurteilbar.....</i>	<i>51</i>
<i>Abb. 64: Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand gut beurteilbar</i>	<i>51</i>
<i>Abb. 65: Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand schlecht beurteilbar</i>	<i>51</i>
<i>Abb. 66: Nasenseptum sehr gut beurteilbar</i>	<i>52</i>
<i>Abb. 67: Nasenseptum gut beurteilbar.....</i>	<i>52</i>
<i>Abb. 68: Nasenseptum schlecht beurteilbar</i>	<i>52</i>
<i>Abb. 69: Stirnhöhle o.p.B.</i>	<i>53</i>
<i>Abb. 70: Partielle Verschattung der Stirnhöhle</i>	<i>53</i>
<i>Abb. 71: Vollständige Verschattung der Stirnhöhle.....</i>	<i>54</i>
<i>Abb. 72: Sinus maxillaris o.p.B.</i>	<i>54</i>
<i>Abb. 73: Sinus maxillaris partiell verschattet</i>	<i>54</i>
<i>Abb. 74: Sinus maxillaris vollständig verschattet</i>	<i>55</i>
<i>Abb. 75: Cellulae ethmoidales anteriores o.p.B.....</i>	<i>55</i>
<i>Abb. 76: Cellulae ethmoidales anteriores partiell verschattet.....</i>	<i>55</i>
<i>Abb. 77: Cellulae ethmoidales anteriores vollständig verschattet.....</i>	<i>56</i>
<i>Abb. 78: Cellulae ethmoidales posteriores o.p.B.</i>	<i>56</i>

<i>Abb. 79: Cellulae ethmoidales posteriores partiell verschattet</i>	<i>56</i>
<i>Abb. 80: Cellulae ethmoidales posteriores vollständig verschattet</i>	<i>57</i>
<i>Abb. 81: Sinus sphenoidalis o.p.B.</i>	<i>57</i>
<i>Abb. 82: Sinus sphenoidalis partiell verschattet</i>	<i>58</i>
<i>Abb. 83: Sinus sphenoidalis vollständig verschattet</i>	<i>58</i>
<i>Abb. 84: Korrelation Mittelwert und Lund-Mackay Score.....</i>	<i>114</i>
<i>Abb. 85: Korrelation selektierter Mittelwert und Lund-Mackay Score.....</i>	<i>115</i>

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: bewertungsrelevante anatomische Parameter</i>	<i>20</i>
<i>Tabelle 2: Pathologien der Nasennebenhölen / osteomeataler Übergang.....</i>	<i>21</i>
<i>Tabelle 3: Häufigkeitsverteilung der Notenwerte : Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - alle Patienten.....</i>	<i>59</i>
<i>Tabelle 4: Häufigkeitsverteilung der Notenwerte: Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - männliche Patienten</i>	<i>59</i>
<i>Tabelle 5: Häufigkeitsverteilung der Notenwerte: Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - weibliche Patienten</i>	<i>60</i>
<i>Tabelle 6: Beschreibung der Patientengruppen.....</i>	<i>65</i>
<i>Tabelle 7: DVT-Röhrenparameter.....</i>	<i>65</i>
<i>Tabelle 8: Gegenüberst. der DVT-Röhrenparameter – Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - allgemein.....</i>	<i>66</i>
<i>Tabelle 9: Gegenüberst. der DVT-Röhrenparameter - Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - männliche Patienten</i>	<i>67</i>
<i>Tabelle 10: Gegenüberst. der DVT-Röhrenparameter – Gruppe 1 vs. Gruppe 2 - weibliche Patienten</i>	<i>68</i>
<i>Tabelle 11: Häufigkeitsverteilung laterale Begrenzung der Kieferhöhle - rechts -</i>	<i>68</i>
<i>Tabelle 12: Chi-Square-Test - rechts - laterale Begrenzung der Kieferhöhle</i>	<i>69</i>
<i>Tabelle 13: Häufigkeitsverteilung laterale Begrenzung der Kieferhöhle - links -</i>	<i>70</i>
<i>Tabelle 14: Chi-Square-Test - links - laterale Begrenzung der Kieferhöhle</i>	<i>70</i>
<i>Tabelle 15: Häufigkeitsverteilung Processus uncinatus - rechts -</i>	<i>71</i>
<i>Tabelle 16: Chi-Square-Test - rechts - Processus uncinatus</i>	<i>71</i>
<i>Tabelle 17: Häufigkeitsverteilung Processus uncinatus - links -</i>	<i>72</i>
<i>Tabelle 18: Chi-Square-Test - links - Processus uncinatus</i>	<i>72</i>
<i>Tabelle 19: Häufigkeitsverteilung Os turbinale - rechts -</i>	<i>73</i>
<i>Tabelle 20: Chi-Square-Test - rechts - Os turbinale.....</i>	<i>73</i>
<i>Tabelle 21: Häufigkeitsverteilung Os turbinale - links -</i>	<i>74</i>
<i>Tabelle 22: Chi-Square-Test - links - Os turbinale.....</i>	<i>74</i>
<i>Tabelle 23: Häufigkeitsverteilung Nervus infraorbitalis - rechts -</i>	<i>75</i>
<i>Tabelle 24: Chi-Square-Test - rechts - Nervus infraorbitalis</i>	<i>75</i>
<i>Tabelle 25: Häufigkeitsverteilung Nervus infraorbitalis - links -</i>	<i>76</i>
<i>Tabelle 26: Chi-Square-Test - links - Nervus infraorbitalis.....</i>	<i>76</i>
<i>Tabelle 27: Häufigkeitsverteilung Arteria ethmoidalis anterior - rechts -</i>	<i>77</i>
<i>Tabelle 28: Chi-Square-Test - rechts -Arteria ethmoidalis anterior.....</i>	<i>77</i>
<i>Tabelle 29: Häufigkeitsverteilungen Arteria ethmoidalis anterior - links -</i>	<i>78</i>
<i>Tabelle 30: Chi-Square-Test - links - Arteria ethmoidalis anterior.....</i>	<i>78</i>
<i>Tabelle 31: Häufigkeitsverteilung Lamina papyracea, Schnittebene des Proc. uncinatus - rechts -</i>	<i>79</i>
<i>Tabelle 32: Chi-Square-Test - rechts - Lamina papyracea (Proc. uncinatus).....</i>	<i>79</i>
<i>Tabelle 33: Häufigkeit. der Lamina papyracea - rechts - Schnittebene der A. ethmoidalis anterior</i>	<i>80</i>
<i>Tabelle 34: Chi-Square- Test - rechts - Lamina papyracea, Schnittebene der A. ethmoidalis anterior.....</i>	<i>80</i>
<i>Tabelle 35: Häufigkeitsverteilung Lamina papyracea - links - Schnittebene des Proc. uncinatus.....</i>	<i>81</i>
<i>Tabelle 36: Chi-Square-Test - links - Lamina papyracea Schnittebene des Proc. uncinatus.....</i>	<i>81</i>
<i>Tabelle 37: Häufigkeitsvert. der Lamina papyracea - links - Schnittebene der A. ethmoidalis anterior....</i>	<i>82</i>
<i>Tabelle 38: Chi-Square-Test - links - Lamina papyracea Schnittebene der A. ethmoidalis anterior</i>	<i>82</i>
<i>Tabelle 39: Häufigkeitsverteilung Lamina lateralis der Fossa olfactoria - rechts -</i>	<i>83</i>

Tabelle 40: Chi-Square-Test - rechts- Lamina lateralis Fossa olfactoria	83
Tabelle 41: Häufigkeitsverteilung Lamina lateralis der Fossa olfactoria - links -	84
Tabelle 42: Chi-Square-Test - links - Lamina lateralis der Fossa olfactoria	84
Tabelle 43: Häufigkeitsverteilung der Lamina cribrosa - rechts -	85
Tabelle 44: Chi-Square-Test - rechts - Lamina cribrosa	85
Tabelle 45: Häufigkeitsverteilung Lamina cribrosa - links -	86
Tabelle 46: Chi-Square-Test - links - Lamina cribrosa	86
Tabelle 47: Häufigkeitsverteilung Arteria ethmoidalis posterior - rechts -	87
Tabelle 48: Chi-Square-Test - rechts - Arteria ethmoidalis posterior	87
Tabelle 49: Häufigkeitsverteilung Arteria ethmoidalis posterior - links -	88
Tabelle 50: Chi-Square-Test - links - Arteria ethmoidalis posterior	88
Tabelle 51: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung des Nervus opticus - rechts -	89
Tabelle 52: Chi-Square-Test - rechts - Nervus opticus	89
Tabelle 53: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Nervus opticus - links -	90
Tabelle 54: Chi-Square-Test - links - knöcherne Begrenzung Nervus opticus	90
Tabelle 55: Häufigkeitsverteilung Canalis nervus vidianus - rechts -	91
Tabelle 56: Chi-Square-Test - rechts - Canalis nervus vidianus	91
Tabelle 57: Häufigkeitsverteilung Canalis nervus vidianus - links -	92
Tabelle 58: Chi-Square-Test - links - Canalis nervus vidianus	92
Tabelle 59: Häufigkeitsverteilung Foramen rotundum- rechts -	93
Tabelle 60: Chi-Square-Test - rechts - Foramen rotundum	93
Tabelle 61: Häufigkeitsverteilung Foramen rotundum - links -	94
Tabelle 62: Chi-Square-Test - links - Foramen rotundum	94
Tabelle 63: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea - rechts -	95
Tabelle 64: Chi-Square-Test - rechts - knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea	95
Tabelle 65: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea - links -	96
Tabelle 66: Chi-Square-Test - links - knöcherne Begrenzung Canalis arteria carotidea	96
Tabelle 67: Häufigkeitsverteilung Tränennasengang - rechts -	97
Tabelle 69: Häufigkeitsverteilung Tränennasengang - links -	98
Tabelle 71: Häufigkeitsverteilung Nasenseptum	99
Tabelle 72: Chi-Square-Test Nasenseptum	99
Tabelle 73: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Stirnhöhlenhinterwand - rechts -	100
Tabelle 74: Chi-Square-Test - rechts - knöcherne Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand	100
Tabelle 75: Häufigkeitsverteilung knöcherne Begrenzung Stirnhöhlenhinterwand -links -	101
Tabelle 76: Chi-Square-Test - links - knöcherne Begrenzung Stirnhöhlenhinterwand	101
Tabelle 77: Häufigkeitsverteilung Pathologien des osteomeatalen Überganges - rechts -	102
Tabelle 78: Häufigkeitsverteilung Pathologien des osteomeatalen Überganges - links -	102
Tabelle 79: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Stirnhöhle - rechts -	103
Tabelle 80: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Stirnhöhle - links -	104
Tabelle 81: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Kieferhöhle - rechts -	104
Tabelle 82: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Kieferhöhle - links -	105

<i>Tabelle 83: Häufigkeitsverteilung Pathologien Cellulae ethmoidales anteriores - rechts -</i>	<i>106</i>
<i>Tabelle 84 Häufigkeitsverteilung Pathologien der Cellulae ethmoidales anteriores - links -</i>	<i>106</i>
<i>Tabelle 85: Häufigkeitsverteilung Pathologien Cellulae ethmoidales posteriores - rechts -</i>	<i>107</i>
<i>Tabelle 86: Häufigkeitsverteilung Pathologien der Cellulae ethmoidales posteriores - links -</i>	<i>107</i>
<i>Tabelle 87: Häufigkeitsverteilung Pathologien des Sinus sphenoidalis - rechts -</i>	<i>108</i>
<i>Tabelle 88: Häufigkeitsverteilung Pathologien des Sinus sphenoidalis - links -</i>	<i>108</i>
<i>Tabelle 89: Lund Mackay Score gesamt.....</i>	<i>109</i>
<i>Tabelle 90: Signifikanzwerte der anatomischen Parameter zw. Gr. 1 und Gr. 2</i>	<i>110</i>
<i>Tabelle 91: Mittelwert gesamt Gruppe 1 und Gruppe 2</i>	<i>111</i>
<i>Tabelle 92: p-Werte Gruppe 1 und Gruppe 2.....</i>	<i>111</i>
<i>Tabelle 93: Selektierter Mittelwert gesamt Gruppe 1 und Gruppe 2</i>	<i>112</i>
<i>Tabelle 95: Korrelation Lund-Mackay-Score und Mittelwert gesamt</i>	<i>113</i>
<i>Tabelle 96: Korrelation Lund-Mackay Score und selekt. Mittelwert gesamt.....</i>	<i>114</i>
<i>Tabelle 97: geschlechtsgetrennter Vergleich Gruppe 1 und Gruppe 2.....</i>	<i>117</i>
<i>Tabelle 98: Mittelwert des Mittelwerts Gr. 1 und Gr. 2 - männlich.....</i>	<i>117</i>
<i>Tabelle 99: Selektierter Mittelwert Gr. 1 und Gr. 2 - männlich.....</i>	<i>118</i>
<i>Tabelle 100: Lund-Mackay-Score Gr. 1 und Gr. 2 - männlich</i>	<i>118</i>
<i>Tabelle 101: Mittelwert gesamt Gr. 1 und Gr. 2 - weiblich</i>	<i>118</i>
<i>Tabelle 102: Selektierter Mittelwert gesamt Gr. 1 und Gr. 2 - weiblich.....</i>	<i>118</i>
<i>Tabelle 103: Lund-Mackay-Score Gr. 1 und Gr. 2 - weiblich</i>	<i>118</i>

Die folgenden Dokumente sind im Anhang der Arbeit angefügt:

- Verzeichnis der akademischen Lehrer
- Danksagung

Akademische Lehrer

Meine akademischen Lehrerinnen und Lehrer an der Philipps-Universität Marburg waren in alphabetischer Reihenfolge die Damen und Herren:

Adamkiewicz	Maier
Bartsch	Mayer-Anhalt
Baum	Moll
Becker	Moosdorf
Berger	Mueller
Bien	Mutters
Bremke	Neubauer
Burchert	Nimsky
Czubayko	Oertel
Daut	Opitz
Feuser	Pagenstecher
Fuchs-Winkelmann	Plant
Görg	Preisig-Müller
Gress	Renz
Grundmann	Richter
Göldner	Riera Knorrenschild
Henke	Ruchholtz
Hertl	Sahmland
Heverhagen	Schieffer
Hilt	Sekundo
Hofmann	Sommer
Hoyer	Stahl
Hundt	Steiniger
Kircher	Vogelmeier
König	Wagner
Koolman	Waldmann
Leonhardt	Werner
Lill	Westermann
Lohoff	Wilhelm
Luers	Wulf

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen Dank einigen Personen aussprechen, die mir bei der Erstellung der vorliegenden Doktorarbeit zur Seite gestanden haben.

Ich bedanke mich bei dem Dekan des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg, Herrn Prof. Dr. Helmut Schäfer, für seinen Einsatz und sein Engagement, die Forschung im medizinischen Bereich voranzutreiben.

Darüber hinaus gilt mein besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. Christian Güldner, der mir die Möglichkeit dieser interessanten Dissertation im Bereich der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde gegeben hat. Er hat mich in der gesamten Phase der Promotion fachlich sehr kompetent und umfassend beraten und stand mir bei inhaltlichen sowie methodischen und technischen Fragen stets hilfreich zur Seite. Zudem danke ich ihm für seine Anregungen, Korrekturen und Verbesserungsvorschläge, die zum Gelingen dieser Promotion beigetragen haben.

Bei meiner Schwester Nora Leicht bedanke ich mich herzlich für das Korrekturlesen der Arbeit. Nicht zuletzt gilt mein Dank meinem Mann David Leicht, der mir stets sehr hilfsbereit zur Seite stand und mir in Fragen bzgl. Form und Layout sowie im Korrekturlesen hilfreiche Unterstützung gegeben hat.